

**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACION TECNICA PARA EL DESARROLLO

TESIS DE GRADO

**PREVIO A LA OBTENCION DEL TITULO DE:
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES
CON MENCIÓN EN GESTIÓN EMPRESARIAL**

TEMA:

**“ANÁLISIS, DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN
DE UN TELE - ALERTADOR CARDIACO
CON EL SISTEMA LABVIEW”**

REALIZADO POR:

**JAIME CALERO AREVALO
PRISCILA CALLE FUENTES
IVAN FERRUZOLA CAMPAÑA
ERICKA TORRES PANCHANA**

DIRECTOR DE TESIS:

ING. EFRAIN SUAREZ MURILLO

GUAYAQUIL - ECUADOR

2009 - 2010

Agradecimiento

Al Ing. Efraín Suárez, nuestro Director de Tesis, por su guía y por facilitarnos los recursos en cuanto las instalaciones de la Universidad y a los equipos para la realización de esta tesis.

Al Ing. Marcos Andrade Rey, por su constante y gentil colaboración con sus conocimientos y experiencia a la hora de realizar el desarrollo de la parte electrónica y en el manejo del sistema Labview.

Al Ing. Miguel Yapur, catedrático de la ESPOL, por su acertada y amable colaboración en la parte de electrónica médica.

Dedicatoria

TONY

A Dios, principio y fin de todo,
a la grata memoria de mi Abuelo
a la paciencia y amor de mis Padres, Jaime y Norma,
al inmenso cariño de mi Abuela Amelia,
en gratitud infinita a mi tía Sandra y mis Tíos,
para mi hermano Erick y mis primos,
porque toda meta por dura se vence. . .
y a ti princesa por estar siempre ahí . . .

IVAN

A mi madre Silvia,
a mi abuelita Lupe,
a mi hermana Lupita,
a mi abuelo Alfredo,
a Antonio Calero mi gran amigo y compañero
y mi novia Karina Burgos,
con todo el amor del mundo,
agradezco por todo el sacrificio y apoyo que han brindado siempre

ERICKA Y PRISCILA

A nuestros padres y hermanos
por todo su sacrificio y amor incondicional,
por estar a nuestro lado en los momentos más difíciles

TRIBUNAL DE GRADUACIÓN

**Director de Tesis
Ing. Efraín Suárez**

**Decano de la Facultad Técnica
Ing. Héctor Cedeño Abad**

**Director de Carrera
Ing. Pedro Tutiven López**

**Coordinador Académico
Ing. Víctor del Valle Ramos**

**Profesor Invitado
Dr. Alberto Campodónico**

Resumen

El presente proyecto se orienta a incentivar la curiosidad y la capacidad de investigación y a satisfacer las necesidades cognoscitivas de los señores estudiantes, mejorar sus competencias, sus habilidades, destrezas y demostrar actitudes valorativas frente a los fenómenos naturales y a la vida.

Nuestro proyecto de graduación realiza la propuesta de un monitor cardíaco usando el software LABVIEW, que permite digitalizar y visualizar el uso de los distintos componentes electrónicos existentes en el mercado, así como mejorar las aplicaciones que ofrecen dispositivos similares, en cuanto a simplicidad, eficiencia y costos, sin dejar de lado un óptimo desempeño.

El trabajo consta de **seis CAPÍTULOS** con elementos teóricos y prácticos, donde se explica y se elabora el proyecto paso a paso de una manera comprensiva, elemental y didáctica para que pueda ser entendible.

En el Capítulo I se ofrece una breve descripción sobre la historia y la evolución a través de los años de la Ingeniería Biomédica. Se explica que es la Biomédica y sus distintas áreas de aplicación.

El Capítulo II explica la fisiología fundamental del corazón humano y está orientado a explicar la función eléctrica de las células cardíacas.

En el Capítulo III se explican a nivel histórico los distintos sistemas que se han diseñado para sensar la actividad cardíaca así como la evolución que han tenido y las aplicaciones que se les da hoy en día.

El Capítulo IV da una descripción de básica de cómo trabaja el lenguaje de programación grafica LABVIEW. Se explican las partes que lo componen así como una breve introducción a las paletas del sistema y las estructuras de programación usadas en este proyecto.

El Capítulo V muestra en detalle en el diseño del proyecto. Inicialmente se da una breve explicación de los procesos usados comúnmente en la electrónica para luego pasar a la parte de diseño con LABVIEW.

El Capítulo VI describe el proceso de investigación realizado para elaborar este proyecto.

En general, se ha tratado de escribir este proyecto de forma clara, con el fin de que sea asequible de leer para personas que no conocen la electrónica ni la programación.

INDICE GENERAL

RESUMEN	V
INDICE GENERAL	VII
INDICE DE FIGURAS	XI
PRÓLOGO	14

CAPITULO I

Marco Teórico

1.1 Biomédica	16
1.2 ¿Qué es la Biomédica?	17
1.3 Áreas de Conocimientos	18

CAPITULO II

El corazón humano

2.1 Sistema Cardiovascular	20
2.2 Morfofisiología del Corazón	21
2.2.1 Estructura	22
2.3 Cavidades, Orificios y Válvulas	23
2.3.1 Válvulas Cardiacas	24
2.4 Anatomía del Sistema de Conducción Cardíaco	26
2.5 Fisiología eléctrica del Corazón	27
2.6 Electrofisiología de las Células Cardiacas	29
2.7 Actividad eléctrica de la Célula Cardíaca	31
2.7.1 La contracción del Corazón	32
2.8 Frecuencia Cardíaca y Ritmo Cardíaco	33
2.9 Función Cardíaca	35

CAPITULO III

Históricos

3.1	Origen de la Electrocardiografía	38
3.2	Electrocardiografía	44
3.3	Electrocardiograma	44
3.4	Derivaciones	46
3.5	Nomenclatura de las ondas del Electrocardiograma	53
3.6	ECGAR	57
3.7	Características de la señal electrocardiográfica	59
3.8	Patologías	61

CAPITULO IV

Hardware y software del monitoreo cardiaco

4.1	¿Qué es Labview?	65
4.1.1	Aplicaciones de Labview	67
4.1.2	¿Cómo trabaja Labview?	68
4.1.3	Panel Frontal	69
4.1.4	Diagrama de Bloques	70
4.1.5	Paletas	72
4.1.5.1	Paleta de controles	72
4.1.5.2	Paleta de Funciones	74
4.1.6	Programación en Labview	75
4.1.7	Ejecución de un VI	76
4.1.8	Estructuras	78
4.1.8.1	Case Structure	80
4.1.8.2	While loop	81
4.2	Tarjeta PCI-6221	81
4.3	Bornera	83
4.4	Cable blindado PCI	84
4.5	Transductor	85
4.5.1	Electrodos	85

4.6	Cable para monitoreo cardiaco	88
-----	-------------------------------	----

CAPITULO V

Diseño del proyecto

5.1	Adquisición de datos con el sistema de monitoreo cardiaco	90
5.1.1	Creación del canal virtual	91
5.1.2	Reloj de muestreo	93
5.1.2.1	Reloj de muestra	94
5.1.3	Ejecución de la tarea	96
5.1.4	Lectura de datos	97
5.1.5	Terminación de tarea	99
5.2	Filtrado	100
5.2.1	Definición de filtro	100
5.2.2	Tipos de Filtros	101
5.2.2.1	Filtro Pasa Bajas	101
5.2.2.2	Filtro Pasa Altas	102
5.2.2.3	Filtro Pasa Bandas	103
5.2.2.4	Filtro Rechaza Bandas	103
5.2.3	Filtrado en Labview	104
5.2.3.1	Tipo de filtrado	106
5.2.3.2	Detalle del filtrado con labview	106
5.2.4	Convertir desde dato dinámico	108
5.2.5	Wavelet Denoise Express VI	108
5.2.5.1	Fuente de datos	109
5.2.5.2	Configuración de ruta del archivo	109
5.2.5.3	Configuración de transformada	110
5.2.5.4	Configuración de umbral	111
5.2.5.5	Tipo de dato y modo de visualización	112
5.3	Graficación	113
5.3.1	Cálculo Estadístico de Valores extremos de señal cardiaca	113
5.3.2	Indicador gráfico	114

5.4	Detección de flancos y conteo	115
5.4.1	Trigger and Gate	116
5.4.1.1	Detalle de la función de enganche y detección de señales	116
5.4.2	Estadísticas	118
5.5	Análisis de valores extremo	119
5.5.1	Límite inferior	119
5.5.2	Límite superior	120
5.5.3	Determinación de indicador de alarmas y mensajes	120
5.6	Sincronización y tiempo de prueba	121

CAPITULO VI

Proceso de investigación

6.1	Aplicaciones del Monitor Cardíaco	123
6.2	Detalle del proceso	124

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

132

APENDICES

135

BIBLIOGRAFIA

141

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Bomba para la inyección subcutánea continua de insulina	19
Figura 2.1 Partes del sistema cardiovascular	20
Figura 2.2 El corazón humano	21
Figura 2.3 Partes del corazón	24
Figura 2.4 Válvulas cardíacas	24
Figura 2.5 Representación cardíaca	26
Figura 2.6 Sistema eléctrico del corazón	27
Figura 2.7 Tipos de células cardíacas	29
Figura 2.8 Potenciales de acción	30
Figura 2.9 Circulación sanguínea	32
Figura 2.10 Frecuencia cardíaca	35
Figura 3.1 Monitor Holter	43
Figura 3.2 Trazado de la onda cardíaca	45
Figura 3.3 Representación de la Onda ECG	46
Figura 3.4 Derivaciones bipolares I, II y III	47
Figura 3.5 Derivaciones bipolares	48
Figura 3.6 Triángulo de Einthoven	49
Figura 3.7 Derivaciones monopolares	50
Figura 3.8 Derivaciones aVR, aVL, aVF	50
Figura 3.9 Derivaciones precordiales	52
Figura 3.10 Onda P	53
Figura 3.11 Onda Q	54
Figura 3.12 Onda R	54
Figura 3.13 Onda S	55
Figura 3.14 Onda T	55
Figura 3.15 Onda U	56
Figura 3.16 Forma básica de ECG	59
Figura 3.17 Interferencia en ECG	61
Figura 3.18 Ritmo sinusal regular	61

Figura 3.19 Bradicardia sinusal	62
Figura 3.20 Taquicardia sinusal	62
Figura 3.21 Arritmia sinusal	63
Figura 3.22 Bloqueo nodal senoauricular	63
Figura 3.23 Taquicardia auricular	64
Figura 3.24 Fibrilación auricular	64
Figura 4.1 Aplicaciones hechas con Labview	68
Figura 4.2 Panel frontal y diagrama de bloques	69
Figura 4.3 Panel frontal	70
Figura 4.4 Parte del diagrama de bloques del monitor cardiaco	71
Figura 4.5 Paleta de controles	73
Figura 4.6 Paleta de funciones	74
Figura 4.7 Botón de ejecución de un VI	76
Figura 4.8 Ejecución de un VI	77
Figura 4.9 Botón de ejecución continua de un VI	77
Figura 4.10 Botón de parada	78
Figura 4.11 Ejemplo de opciones de estructuras	79
Figura 4.12 Case structure	80
Figura 4.13 While loop	81
Figura 4.14 Tarjeta NI PCI-6221	82
Figura 4.15 Bornera (modelo CB-68LP)	84
Figura 4.16 Cable blindado PCI	84
Figura 4.17 Electrodo desechables	88
Figura 4.18 Cable para monitoreo cardiaco	89
Figura 5.1 DAQMX STAR TASK	96
Figura 5.2 DAQMX READ	98
Figura 5.3 DAQMX CLEAR TASK	99
Figura 5.4 Filtro pasabajas	102
Figura 5.5 Filtro pasaaltas	102
Figura 5.6 Filtro pasabanda	103
Figura 5.7 Filtro rechaza bandas	103

Figura 5.8	Etapas de filtrado en Labview	104
Figura 5.9	Filtro pasabajos en Labview	105
Figura 5.10	Filtro de rechazo de banda en Labview	105
Figura 5.11	VI convertir desde dato dinámico	108
Figura 5.12	VI Wavelet denoised	108
Figura 5.13	Mezclador gráfico de señales	113
Figura 5.14	Indicador gráfico (property nodes)	114
Figura 5.15	Etapas de detección	115
Figura 5.16	VI Detectar y enganchar	116
Figura 5.17	La función select	121
Figura 5.18	VI tiempo transcurrido	122
Figura 6.1	Monitor cardiaco tradicional	123
Figura 6.2	Monitorización de un paciente	124
Figura 6.3	Colocación de los electrodos previo a sensado cardiaco	126
Figura 6.4	Conexión del cable de monitoreo cardiaco a la bornera	126
Figura 6.5	Panel frontal (Gran interferencia con la señal cardiaca)	128
Figura 6.6	Señal cardiaca, parámetros normales; Primeras muestras tomadas	129
Figura 6.7 a, b	Señal cardiaca luego del filtrado	130
Figura 6.8	Ondas cardiacas luego de aplicarse el Wavelet denoised	131
Figura 6.9	Vista del panel frontal luego del Wavelet Denoised	131

Prólogo

La Medicina es uno de los campos de la sociedad abocados a una continua evolución y a hacer suyo todo avance tecnológico, precisamente por la importancia de su fin último: la salvación de vidas humanas. Por ello en los últimos años, ha requerido de continuas búsquedas de nuevos sistemas, para la mejora de un servicio sanitario de calidad y de total confianza en el diagnóstico, que permita que especialistas de todas las áreas, y en especial de la Cardiología, puedan utilizar los medios tecnológicos en beneficio de la salud pública.

Las largas listas de espera, producidos en la mayor parte de los hospitales, ha llevado a los médicos a trasladar sus necesidades a otros campos más específicos, como es la Ingeniería, para que bajo sus premisas y supervisión, se puedan aunar esfuerzos en la búsqueda de un mejor sistema preventivo que potencie la comunicación ágil con el paciente.

Según la organización Mundial de la Salud (OMS) dieciséis millones de personas murieron en todo el mundo durante el año 2002 a causas de distintas "enfermedades" circulatorias-patologías cardiovasculares, cerebrovasculares y otras dolencias cardíacas- por lo que constituyen la primera causa de muerte en las sociedades industrializadas. ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Tomado de:

<http://www.monografias.com/trabajos36/enfermedades-cardiovasculares/enfermedades-cardiovasculares.shtml>

En el Ecuador, la mala alimentación, la vida sedentaria y la conflictividad laboral son tres de los principales factores de un infarto cardiaco o un accidente cerebrovascular (enfermedad de los vasos sanguíneos cerebrales) en los hombres, según los cardiólogos. ⁽²⁾

De acuerdo a los datos que maneja el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), el 2007 en el país fallecieron, 6.003 hombres con enfermedades relacionadas al corazón; de ellos, 1.711 fueron infartos, un promedio de 5 por cada día.*** Estas cifras preocupan a los especialistas porque uno de esos decesos que se registran a diario es de hombres entre 25 y 49 años, cuando lo usual es que ocurra después de los 55. ⁽²⁾

A la hora de tratar a un paciente luego de una complicación cardiaca, un monitor es algo fundamental. La función principal un monitor es *sensar* la actividad cardiaca de un paciente. Normalmente se lo usa en pacientes que se encuentran en terapia intensiva o que están siendo intervenidos quirúrgicamente con el fin de estar al tanto de sus signos vitales. Pero las complicaciones pueden presentarse en cuestión de minutos, segundos incluso.

⁽²⁾ Tomado de diario el universo Septiembre 28, 2008, Sección vida

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Biomédica

A principios de siglo, la tecnología empleada al servicio de la medicina era muy escasa. La ingeniería biomédica se encontraba en sus albores y los principios físicos que regían el funcionamiento de los dispositivos médicos eran fácilmente comprensibles por cualquier especialista mediante un entrenamiento no muy complejo.

Entre los equipos médicos más sofisticados se encontraban aquellos que para su funcionamiento empleaban la electricidad y/o alguna otra fuente de radiación electromagnética. Esta situación se mantuvo hasta finales de la Segunda Guerra Mundial; ya que durante la última gran guerra se dieron dos situaciones, que propiciaron el desarrollo de la Ingeniería biomédica.

Por una parte, los ingenieros y físicos empleados al servicio de la destrucción, desarrollaron gran cantidad de nuevas tecnologías, tales como el radar, el sonar y las primeras computadoras. Por otra parte, los biólogos que permanecieron en las universidades hicieron grandes avances en el

campo de la electrofisiología, tales como el desarrollo del amplificador diferencial. Al finalizar la guerra, con el retorno de los ingenieros y físicos a las universidades y la creciente preocupación por la paz y el bienestar de la humanidad, se dio el paso decisivo hacia la reacción de una nueva disciplina, la Bioingeniería o Ingeniería Biomédica

1.2 ¿Qué es la Biomédica?

Los equipos biomédicos son aquellos dispositivos destinados al diagnóstico, tratamiento o terapia de un paciente con el objetivo de propiciar la mejoría de su salud. De acuerdo a la Administración de Equipos Drogas y Cosméticos de los Estados Unidos de América (FDA), un equipo médico es un instrumento, aparato, implemento, maquina, dispositivo, implante, u otro artículo similar o a fin, incluyendo un componente, parte o accesorio, que es:

Concebido para el uso en la diagnosis de una enfermedad u otras condiciones, o en la cura, mitigación, tratamiento, o prevención de una enfermedad en seres humanos o en animales.

Concebido para influir la estructura o cualquier función del cuerpo de los seres humanos o animales, pero no realiza dicha función a partir de procesos químicos y no depende del metabolismo humano o animal para la obtención del resultado deseado.

1.3 Áreas de Conocimientos

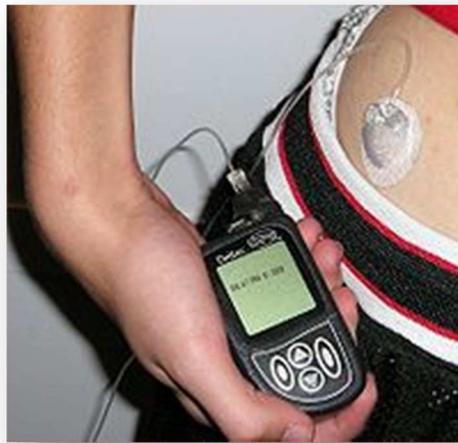
El principio todo equipo médico debe ser seguro y efectivo. La seguridad implica el diseño y el empleo seguro del dispositivo. Respecto al diseño seguro, se tiene que el equipo no debe someter al paciente a riesgos adicionales a los propios del procedimiento implicado. Mientras a la efectividad se refiere a que el dispositivo debe realizar la función para el cual fue diseñado, de acuerdo a las especificaciones del fabricante. En función de lo anterior, la Administración de Drogas, Alimentos y Equipos de los Estados Unidos de América (FDA) en la reforma sobre los equipos médicos de 1976 y el decreto sobre los equipos médicos seguros de 1990 (SMDA), define tres categorías de equipos:

Clase 1: incluyen aquellos equipos para los cuales los controles generales son suficiente para garantizar su seguridad y efectividad.

Clase 2: incluyen aquellos equipos para los cuales los controles generales no son suficientes para garantizar su seguridad y efectividad, pero existe suficiente información como para establecer controles especiales.

Clase 3: incluyen aquellos equipos de los que no hay suficiente información como para que los controles generales y especiales puedan garantizar su seguridad y efectividad, y aquellos equipos que se empleen para soportar o sostener la vida de los pacientes.

Para toda investigación médica es necesario conocer los principios que la rigen, no solamente en su parte ética sino en su parte electrónica y medica. A continuación se menciona las principales leyes por las cuales se debe fundamentar toda investigación Biomédica.



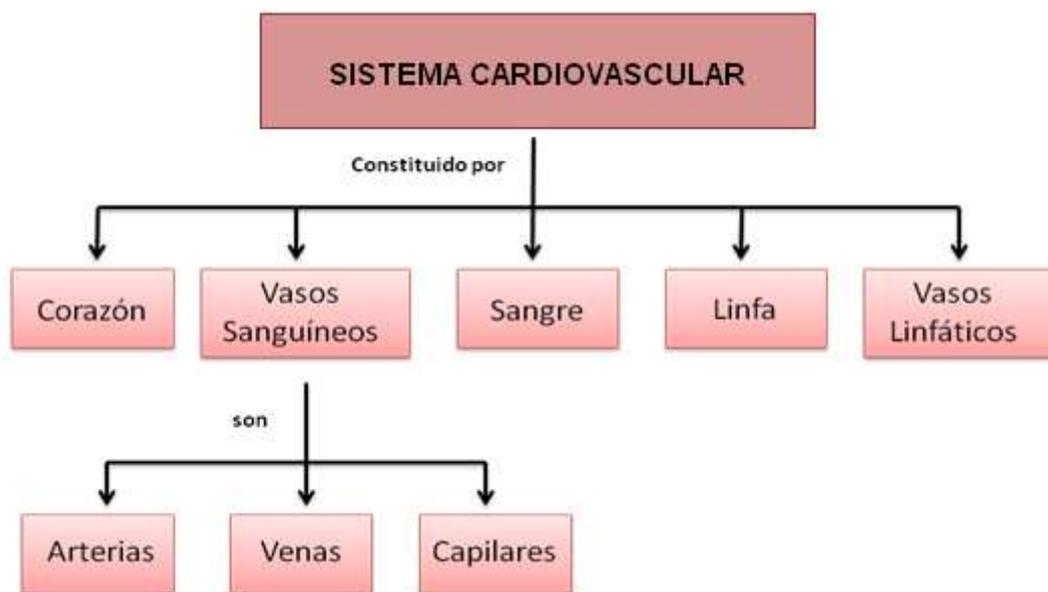
Bomba para la inyección subcutánea continua de insulina, un ejemplo de ingeniería biomédica basada en la aplicación de ingeniería electrónica a un dispositivo médico.

Figura 1.1

CAPÍTULO II

EL CORAZÓN HUMANO

2.1 Sistema Cardiovascular



Partes del sistema cardiovascular

Figura 2.1

El sistema cardiovascular está formado por el corazón, la sangre y los vasos sanguíneos; cada uno desarrolla una función vital en el cuerpo humano. Ver **figura 2.1**.

La función principal del sistema circulatorio es transportar materiales en el cuerpo: la sangre, recoge el oxígeno en los pulmones, y en el intestino recoge nutrientes, agua, minerales, vitaminas y los transporta a todas las células del cuerpo. Los productos de desecho, como el dióxido de carbono, son recogidos por la sangre y llevados a diferentes órganos para ser eliminados, como pulmones, riñones, intestinos, etcétera.

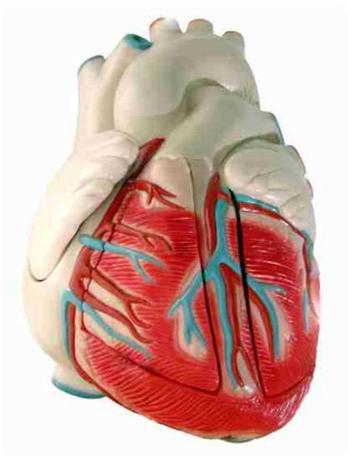
Sangre.- suministra oxígeno y nutrientes a cada célula y recoge el dióxido de carbono y las sustancias de desecho producidas por esas células.

Arterias.- transportan sangre rica en oxígeno del corazón.

Venas.- transportan sangre pobre en oxígeno al corazón.

Capilares.- lazo de unión entre arterias y venas.

2.2 Morfología del Corazón



El corazón humano

Figura 2.2

2.2.1 Estructura

El corazón es el órgano central del aparato circulatorio, ver **figura 2.2**. Se localiza en la cavidad torácica, entre los pulmones, ligeramente inclinado a la izquierda.

El corazón pesa entre 7 y 15 onzas (200 a 425 gramos) y es un poco más grande que una mano cerrada. Al final de una larga vida, el corazón de una persona puede haber latido (es decir haberse dilatado y contraído) más de 3.500 millones de veces. Cada día, el corazón late un promedio de 100.000 veces, bombeando aproximadamente 2.000 galones (7.571 litros) de sangre.

Consta de tres capas: **pericarpio, miocardio, endocardio**.

- ✦ **Pericardio** o capa protectora. El pericardio se divide en dos membranas entre las cuales se encuentra un líquido que funciona como lubricante. La membrana interior del pericardio es el **epicardio**, adherido al miocardio.

- ✦ **Miocardio** o masa muscular cardíaca que se contrae para impulsar la sangre.

- ✦ **Endocardio**, es la membrana que reviste internamente al corazón.

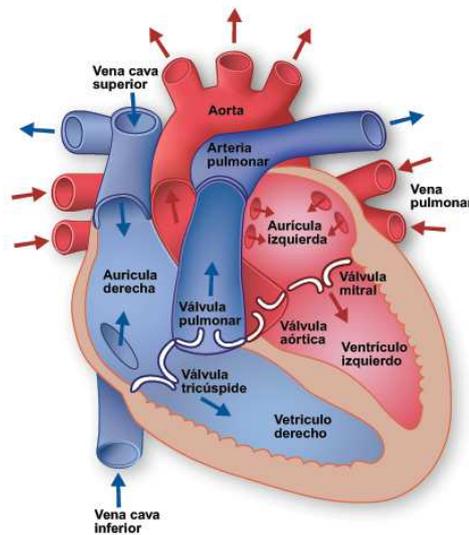
2.3 Cavidades, Orificios y Válvulas

El corazón está formado en realidad por dos bombas separadas, un corazón derecho, que impulsa la sangre hacia los pulmones, y un corazón izquierdo, que la impulsa hacia los órganos periféricos. A su vez, cada una de estos “dos corazones” separados, es una bomba pulsátil de dos cavidades, compuesta por una aurícula y un ventrículo.

Internamente el corazón presenta 4 cámaras o cavidades; Las cavidades superiores se denominan: **aurícula izquierda** y **aurícula derecha**; y las cavidades inferiores se denominan: **ventrículo izquierdo** y **ventrículo derecho**, ver **figura 2.3**.

Una pared muscular denominada tabique separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho. el ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón.

Las paredes del ventrículo izquierdo tienen un grosor de solo media pulgada (poco más de un centímetro), pero tienen la fuerza suficiente para impeler la sangre a través de la válvula aórtica hacia el resto del cuerpo.

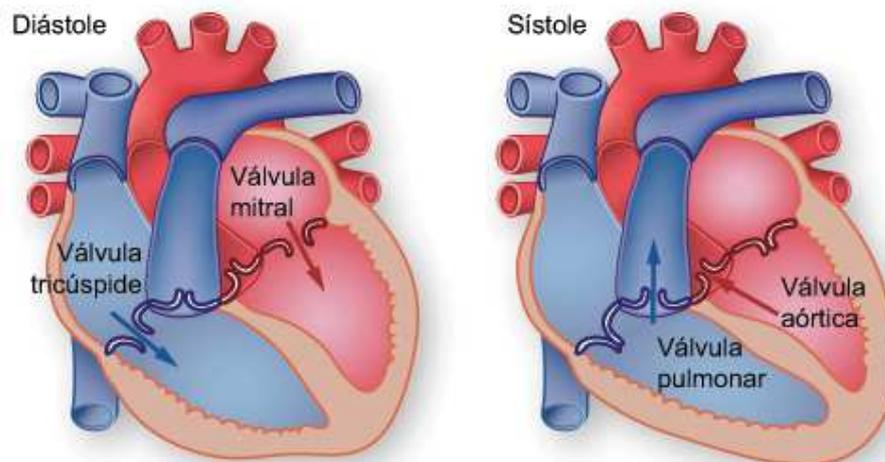


Partes del corazón

Figura 2.3

2.3.1 Válvulas Cardiacas

Las válvulas que controlan el flujo de la sangre por el corazón son cuatro, ver figura 2.4:



Válvulas cardiacas

Figura 2.4

Entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo esta el orificio aurículoventricular izquierdo, donde se localiza la **válvula bicúspide** o mitral. La válvula **mitral** permite que la sangre rica en oxígeno proveniente de los pulmones pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.

Entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho se encuentra el orificio aurículo-ventricular derecho, donde se localiza la **válvula tricúspide**. La **válvula tricúspide** controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho, la válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla.

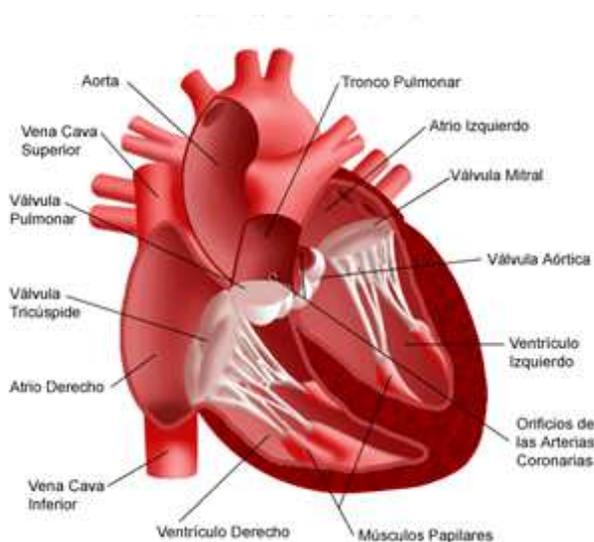
La aurícula izquierda tiene **4 orificios externos**, para las 4 venas pulmonares. La aurícula derecha tiene **2 orificios** por donde desembocan dos venas: la cava inferior y cava superior.

Del ventrículo izquierdo nace la aorta; aquí se localiza la **válvula sigmoidea de la aorta**, permite la salida de la sangre por la aorta e impide su regreso al corazón. La válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno pase del ventrículo izquierdo a la aorta, la arteria más grande del cuerpo, la cual transporta la sangre al resto del organismo. Del ventrículo derecho nace la arteria pulmonar; aquí se localiza la **válvula sigmoidea pulmonar** que

permite la salida de la sangre por esta arteria hacia los pulmones e impide su regreso al corazón.

2.4 Anatomía del Sistema de Conducción Cardíaco

En la **figura 2.5** se observa una representación cardíaca, con sus cámaras, aurículas y ventrículos y las válvulas que las separan y que las comunican con la arteria aorta y la arteria pulmonar.



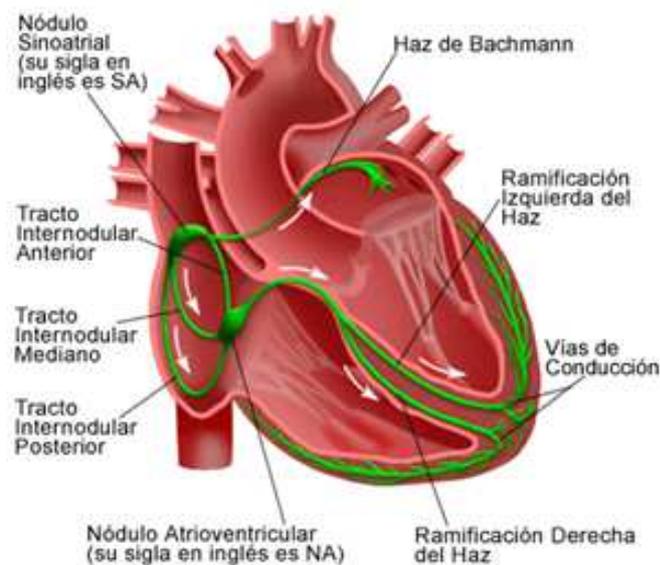
Representación cardíaca

Figura 2.5

El sistema de conducción está constituido por diferentes estructuras. El nódulo sinusal, situado en la porción posterior y superior de la aurícula derecha muy próximo a la desembocadura de la vena cava superior, es el marcapasos cardíaco en condiciones normales. Ello es debido a que sus células son las que se despolarizan de forma más rápida. El impulso una vez

generado se distribuye por la aurícula derecha y posteriormente por la izquierda, provocando la contracción de ambas aurículas. El impulso alcanza el nodo aurículoventricular situado por debajo de la inserción de la válvula septal y de la válvula tricúspide y a continuación llega a una estructura corta denominada Haz de His. El Haz de His se bifurca en dos ramas, derecha e izquierda que a la vez se subdividen hasta formar la red encargada de transmitir el impulso eléctrico a las células musculares de los ventrículos.

2.5 Fisiología eléctrica del Corazón



Sistema Eléctrico del Corazón

Figura 2.6

El **latido cardiaco**. Un latido cardiaco es una acción de bombeo en dos fases que toma aproximadamente un segundo. A medida que se va

acumulando sangre en las cavidades superiores (las auriculares, derecha e izquierda), el marcapasos natural del corazón (el nódulo SA) envía una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas. Esta contracción impulsa sangre a través de las válvulas tricúspide y mitral hacia las cavidades inferiores que se encuentran en reposo (los ventrículos derecho e izquierdo). Esta fase de la acción de bombeo (la más larga) se denomina diástole, ver **figura 2.6**.

La segunda fase de la acción de bombeo comienza cuando los ventrículos están llenos de sangre. Las señales eléctricas generadas por el nódulo SA se propagan por una vía de conducción eléctrica a los ventrículos estimulando su contracción. Esta fase se denomina Sístole. Al cerrarse firmemente las válvulas tricúspide y mitral para impedir el retorno de sangre, se abren las válvulas pulmonar y aórtica, al mismo tiempo que el ventrículo derecho impulsa sangre a los pulmones para oxigenarla, fluye sangre rica en oxígeno del ventrículo izquierdo al corazón y a otras partes del cuerpo.

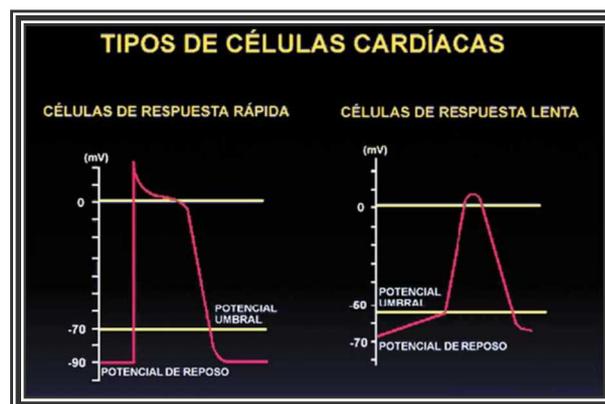
Cuando la sangre pasa a la arteria pulmonar y la aorta, los ventrículos se relajan y las válvulas pulmonar y aórtica se cierran. Al reducirse la presión en los ventrículos se abre las válvulas tricúspide y mitral y el ciclo comienza otra vez. Esta serie de contracciones se repite constantemente, aumentando en momentos de esfuerzo y disminuyendo en momentos de reposo.

2.6 Electrofisiología de las Células Cardíacas

En el ámbito eléctrico del corazón se pueden distinguir dos tipos de células:

- ✓ **Células automáticas** o de respuesta lenta, que suelen formar parte del sistema de conducción cardíaco.
- ✓ **Células de trabajo** o musculares o de respuesta rápida representadas por los miocitos.

Las células de respuesta lenta, además de conducir el impulso eléctrico poseen la propiedad de generarlo en forma espontánea. Las células de respuesta rápida necesitan un estímulo externo que las active. En la **Figura 2.7** se observa que las células de respuesta lenta poseen un potencial de reposo inestable que de forma automática va despolarizándose y al alcanzar el potencial de umbral generan un potencial de acción que va a transmitirse a las células vecinas.



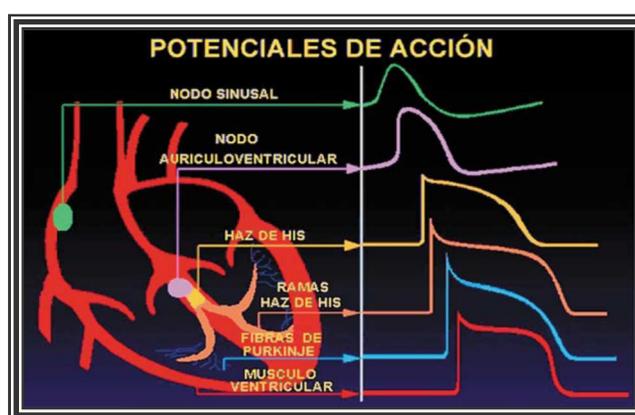
Tipos de células cardíacas

Figura 2.7

Por el contrario, las células de respuesta rápida poseen un potencial de **reposo estable**, necesitan un estímulo externo que lo sitúe en el potencial umbral para posteriormente, siguiendo la “ley del todo o nada”, generar un potencial de acción que hará contraerse al miocito.

El nódulo sinusal es la estructura del sistema de conducción con pendiente de despolarización diastólica más rápida; sus células son las que antes alcanzan el potencial de umbral y por ello, es en el nódulo sinusal donde se genera el potencial de acción que se distribuirá por todas las demás células. Es el marcapasos cardíaco normal.

El nodo aurículoventricular es la estructura que toma el “mando eléctrico” del corazón. Ello es debido a que entre todas las estructuras cardíacas, la velocidad de la pendiente de despolarización diastólica espontánea del nódulo ventricular, es la siguiente al nódulo sinusal. Ver **Figura 2.8**.



Potenciales de acción

Figura 2.8

2.7 Actividad eléctrica de la Célula Cardíaca

La despolarización o activación y la repolarización o recuperación de los miocitos pueden representarse como un vector con diferentes cargas en su cabeza (punta del vector) y en su cola (origen del vector).

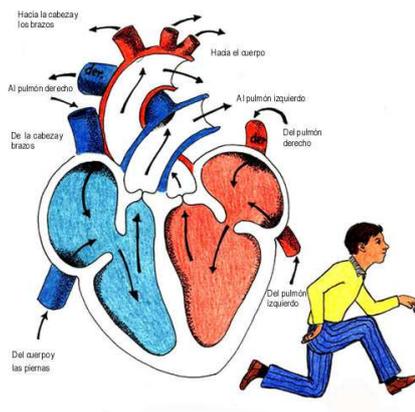
La despolarización de las células cardíacas, que transforman en eléctricamente positivo su interior, puede representarse como un vector con la cabeza positiva y la cola negativa. Todo electrodo o derivación situado en un ángulo de 90° con respecto a la cabeza vectorial, registrara una deflexión positiva, cuanto más coincida con la dirección del vector.

Por el contrario, las derivaciones situadas a más de 90° de su cabeza registrarán una deflexión negativa. Este fenómeno es el responsable de la génesis del complejo QRS del ECG. Las células una vez activadas, se recuperan hasta alcanzar las condiciones eléctricas de reposo; a este fenómeno se le denomina repolarización y puede representarse por un vector con polaridad opuesta al vector de despolarización.

Este vector de repolarización presenta la cabeza cargada negativamente y la cola positiva y es el responsable de la génesis de la onda T del ECG. Esta es la explicación de que las derivaciones del ECG predominantemente

positivas presenten onda T positivas y las predominantemente negativas ondas T también negativas.

2.7.1 La contracción del Corazón



Circulación sanguínea

Figura 2.9

Es independientemente de la voluntad. Se inicia en un tejido especializado del miocardio, el nódulo seno auricular, o marcapasos del corazón, rápidamente llega al **nódulo aurículo-ventricular**, localizado entre las aurículas y los ventrículos, finalmente la onda se propaga por todo el corazón por unas fibras especializadas conocidas como **Has de His**.

La circulación sanguínea del corazón sucede de la siguiente manera, ver **figura 2.9**. La sangre pobre en oxígeno y sobrecargada de anhídrido carbónico proveniente de todo el organismo llega a la aurícula derecha a través de las venas más grandes: vena cava superior e inferior. Cuando la

aurícula derecha se llena, se abre la válvula tricúspide e impulsa la sangre hacia el ventrículo derecho.

Cuando el ventrículo derecho se llena, la bombea a través de la válvula pulmonar hacia las arterias pulmonares para que la sangre llegue a los pulmones. En estos, la sangre fluye a través de tejidos capilares que rodean los sacos de aire, absorbiendo oxígeno, liberando anhídrido carbónico que luego se exhala. La sangre ya rica en oxígeno circula por las venas pulmonares hasta la aurícula izquierda. Cuando la aurícula izquierda se llena, a través de la válvula mitral, la sangre rica en oxígeno pasa al interior del ventrículo izquierdo.

Cuando el ventrículo izquierdo se llena, impulsa la sangre a través de la válvula aórtica hacia la aorta, que es la arteria más grande del cuerpo. Esta sangre rica en oxígeno abastece a todo el organismo, excepto los pulmones.

2.8 Frecuencia Cardíaca y Ritmo Cardíaco

Para tener un mejor concepto de lo que es la frecuencia cardíaca y el ritmo cardíaco lo vamos a explicar en detalle. La frecuencia cardíaca es el número de veces que late el corazón en tiempo base, en nuestro caso, el tiempo base es el minuto.

Los impulsos cardíacos se inician 8 meses antes de nacer y terminan con la muerte. En el niño, hasta los cuatro años, el número de contracciones oscila entre 140 y 130 por minuto. A los cinco años es de 100, y en el joven y adulto se estabiliza alrededor de **setenta latidos por minuto**.

Si esta persona se relaja lo suficiente o duerme, su frecuencia cardíaca puede descender hasta cuarenta y cinco latidos por minuto y si está muy activa o haciendo deporte, su frecuencia cardíaca puede aumentar hasta ciento diez latidos por minuto.

Si acaso esta persona está despierta y en actividad, y su frecuencia cardíaca desciende bruscamente, entonces decimos que la persona está sufriendo una *bradicardia* y si continúa por tiempo prolongado, podría producirse un *paro cardíaco*. Por el contrario, si acaso la persona se encuentra despierta y

en actividad y su frecuencia cardíaca se acelera bruscamente, decimos que esta persona está sufriendo una *taquicardia*, que puede ser causada por enfermedades, ejercicios físicos, fiebre, emociones fuertes, que si prosigue por tiempo prolongado podría originar un *ataque cardíaco*.

Podemos determinar la frecuencia cardíaca expresada en Hz. (Hercios), que no es otra cosa que el resultado de dividir para setenta el número de latidos por minuto. Ver **figura 2.10**.

frecuencia cardiaca	=	# de latidos por minuto	(Hz)
		60	

Figura 2.10

Es decir que el rango de frecuencia cardiaca que hemos escogido para activar la alarma de nuestro alertador está entre 0,5 y 2 Hz (entre 30 latidos por minuto como mínimo y 120 latidos por minuto como máximo).

El ritmo cardiaco es la ocurrencia en tiempos fijos de cada una de las acciones que componen la onda cardiaca, es decir que la *sístole* y la *diástole* sean como el *tic tac de un reloj*. El hecho de perder el ritmo cardiaco, significa que el tiempo de ocurrencia de dos sístoles no es el mismo tiempo de ocurrencia de dos diástoles.

2.9 Función Cardiaca

La función cardiaca está regulada por el sistema de conducción eléctrico que induce la despolarización y repolarización del tejido cardiaco, que su vez produce la contracción de las cuatro cavidades cardiacas de forma coordinada. Esta contracción induce cambios de presión en las cuatro cavidades produciendo la apertura de las distintas válvulas cardiacas en determinados instantes de tiempo.

Es un sistema complejo y altamente sincronizado en el que interviene la estimulación eléctrica, la función muscular cardíaca y el sistema valvular. El fallo de cualquiera de estos elementos produce disfunciones cardíacas de distintas naturaleza.

El sistema de conducción del corazón es el responsable de la estimulación del tejido cardíaco de forma regular produciendo los latidos cardíacos. Esta función es autónoma y no requiere la intervención directa del sistema nervioso central para la producción del ritmo fundamental.

El sistema de conducción está formado por un 1% de las fibras miocárdicas, que en el desarrollo embrionario, se convierten en células autorritmicas o autoexcitables. Estas células producen potenciales de acción espontáneos de forma continua con una frecuencia característica. Los potenciales de acción cardíacos se propagan de forma rápida desde el nodo sinoauricular (SA) hasta el nodo auriculoventricular (AV).

Una vez llegado a ese punto se produce una propagación lenta desde el AV hasta el Haz de His que comunica eléctricamente las aurículas y los ventrículos y que está localizado en la parte superior del septo interventricular. A partir de aquí dos ramas propagan el potencial de acción

hasta el ápex, desde donde es propagado muy rápidamente por las fibras Purkinje a las diferentes partes de ambos ventrículos. El SA es el marcapaso del corazón y produce potenciales de acción a una frecuencia de 90 a 100 latidos/minuto.

Todo este proceso produce periódicamente las siguientes fases: contracción auricular o (sístole auricular), contracción ventricular o (sístole ventricular), y un posterior periodo de relajación que corresponde con la repolarización de los ventrículos.

CAPÍTULO III

HISTÓRICOS

3.1 Origen de la Electrocardiografía

Esta historia tiene su origen en el momento que el ser humano tuvo dominio de la electricidad en los siglos XVII y XVIII, al hacer observaciones sobre sus efectos en los tejidos humanos y el descubrimiento de lo que llamaron “electricidad animal”.

En la época de 1800 a 1895 se realizaron diseños de instrumentos sensibles, capaces de detectar las pequeñas corrientes del corazón. Siendo los mas importantes:

Carlo Matteucci (1842), profesor de Física en la Universidad de Pisa, demuestra que una corriente acompaña cada latido del corazón. Utilizo una preparación conocida como la “rana reoscópica” en que el nervio extraído de un anca de rana se utilizaba como sensor eléctrico y la contracción del músculo del anca ere utilizada como signo visual de la actividad eléctrica.

Hoffa (1850) La actividad irregular bizarra de los ventrículos (llamada luego fibrilación ventricular) es descrita durante experimentos con corrientes

eléctricas altas a través de los corazones de perros y gatos. Hoffa demostró que un solo pulso eléctrico puede inducir la fibrilación.

Rudolph Von Koelliker y Heinrich Muller (1856) Confirman que una corriente eléctrica acompaña cada latido cardiaco, aplicando un galvanómetro a la base y al ápex de un ventrículo expuesto. También aplicaron una preparación de músculo y nervio, semejante al de Matteucci, al ventrículo y observaron que aparecía una sacudida del músculo justo antes de la sístole ventricular y también una sacudida mucho más pequeña después de la sístole. Estas sacudidas se reconocerían luego como causadas por las corrientes eléctricas del QRS y onda T.

Marey (1876) Usa el voltímetro para registrar la actividad eléctrica del corazón expuesto en una rana.

John Burden Sanderson y Frederick Page (1878) Fisiólogos británicos del University College de Londres mejora el voltímetro capilar. Conectan los terminales a la mano derecha y a la piel sobre el latido de la punta y muestran “una variación trifásica precediendo cada latido cardiaco”. Estos desvíos se llamaran luego P, QRS y T.

Willem Einthoven (1893) Introduce el término “electrocardiograma” en un congreso de la Sociedad médica holandesa. En 1895 utilizando un voltímetro

mejorando y una fórmula de corrección desarrollada independientemente de Burch, distingue cinco ondas que él denomina P, Q, R, S y T. la elección de P es una convención matemática utilizando letras de la segunda mitad del alfabeto. N tiene otros significados en matemáticas y O se utilizan para el origen de las coordenadas cartesianas. Einthoven utilizó O. X para marcar los tiempos en sus esquemas. P es simplemente la siguiente letra.

En **1901** Einthoven inventa un galvanómetro nuevo para producir electrocardiogramas que utilizan un filamento fino de cuarzo revestido en plata, basado en ideas de Deprez y D'Arsonval. El galvanómetro, era hecho, mas sensible. En **1902** publica el primer electrocardiograma registrado con un galvanómetro de filamento.

En **1903** Einthoven discute la producción comercial del galvanómetro de filamento con Max Edelman de Munich y Horace Darwin de la Cambridge Scientific Instruments Company de Londres. Einthoven en 1905 comienza a transmitir electrocardiogramas desde el hospital a su laboratorio, a 1.5 Km, vía cable de teléfono.

En **1906** Einthoven publica la primera presentación organizada de electrocardiogramas normales y anormales registrados con un galvanómetro de filamento. La hipertrofia ventricular izquierda y derecha, hipertrofia auricular izquierda y derecha, la onda U (por la primera vez), melladuras de

QRS, los extrasístoles ventriculares, bigeminismo ventricular, el flutter auricular y el bloqueo completo son descritos por él.

En **1912** Einthoven dirige la Chelsea Clinical Society en Londres y describe un triángulo equilátero formado por sus derivaciones estándar I, II, III que más adelante sería llamado el "Triángulo de Einthoven". Esta es la primera referencia en un artículo en inglés en la que se encuentra la abreviatura "EKG".

En 1924 Willem Einthoven gana el premio Nobel por inventar el electrocardiógrafo.

Walter James (1910) Publica la primera revisión Americana de la electrocardiografía. Describe la hipertrofia ventricular, atrial y las extrasístoles ventriculares, la fibrilación atrial y la fibrilación ventricular. Los registros de mandaron de las salas de cardiología al departamento de electrocardiogramas por un sistema de cables.

Frank Sanbom's Company (1928) Fundada en 1917 y adquirida por Hewlett Packard en 1961 y desde 1999, perteneciente a Philips Medical Systems, convierte su modelo de mesa de electrocardiógrafo en su primera versión portátil que pesaba 25 Kg (50 libras) y alimentado por una batería de automóvil de 6v.

Goldhammer y Scherf (1932) Proponen el uso del electrocardiograma después de un ejercicio moderado como una ayuda en el diagnóstico de la insuficiencia coronaria.

Charles Wolferth y Francis Wood (1932) Describen el uso clínico de las derivaciones precordiales.

Frank Wilson (1934) Uniendo los cables del brazo derecho, brazo izquierdo y el pie izquierdo con resistencias de 5000 Ohmios define el “electrodo indiferente” que más adelante se llamó el terminal central de Wilson. Este terminal combinado actúa como una toma a tierra y es conectado al polo negativo del ECG. Un electrodo unido al terminal positivo se convierte en unipolar y puede ser colocado en cualquier lugar del cuerpo. Wilson define las derivaciones unipolares de las extremidades VR, VL, y VF donde V significa Voltaje (El voltaje encontrado en el punto del electrodo unipolar).

Emanuel Goldberger (1938) Incrementa el voltaje de las derivaciones unipolares de Wilson en un 50% y crea las derivaciones de los miembros, amplificadas aVR, aVL, aVF. Cuando son añadidas a las tres derivaciones de Einthoven y las seis precordiales llegamos al ECG de 12 derivaciones lo que se usa hoy en día.

Jeff Holter (1949) Médico de Montana Noman desarrolla una mochila de 37kg que podía registrar el ECG del que la portada y transmitir la señal. Su sistema (el monitor Holter) fue posteriormente muy reducido en tamaño combinándose con la grabación digital en cinta y utilizado para el registro ambulatorio de ECGs.



Monitor Holter

Figura 3.1

Richard Langendorf (1955) Publica “regla del bigeminismo” por la que un bigeminismo ventricular tiende a perpetuarse a si mismo.

Henry Marrito (1968). Introduce la derivación precordial 1 modificada: Modified Chest Lead 1 (MCL1) para monitorizar pacientes en cuidados coronarios.

3.2 Electrocardiografía

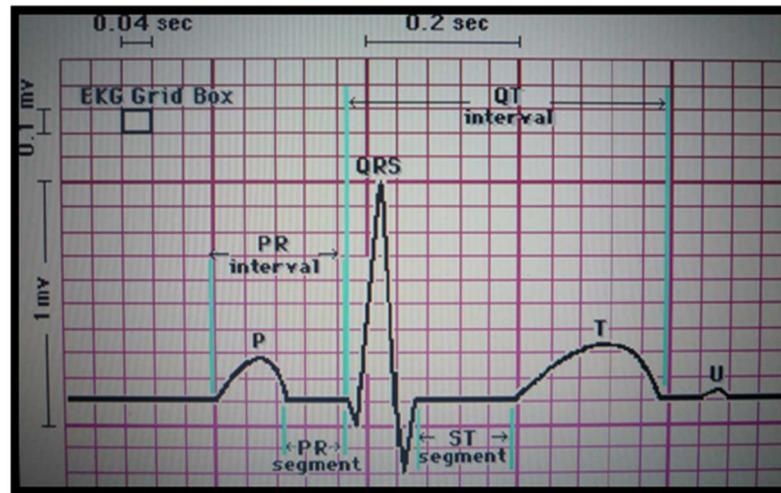
La **Electrocardiografía** es un procedimiento de diagnóstico con el que se obtiene un registro de la actividad eléctrica del corazón. Es la técnica más usada para el estudio electro fisiológico del corazón, debido a que es un método no invasivo y además permite registrar la actividad eléctrica del corazón desde la superficie del cuerpo humano. Desde sus inicios el ECG ha sido interpretado a partir de la morfología de las ondas y complejos que componen el ciclo cardiaco y de las mediciones de intervalos de tiempo entre las diferentes ondas, complejos y segmentos.

Las contracciones rítmicas del corazón están controladas por una serie ordenada de descargas eléctricas que se originan en el nodo sinusal de la aurícula derecha y se prolongan a los ventrículos a través del nodo aurículoventricular y del haz de his (un haz de de fibras neuromusculares), mediante **electrodos** aplicados en varias regiones del cuerpo se puede obtener, tras amplificarlas, un registro de estas cargas eléctricas (transmitidas por los tejidos corporales desde el corazón hasta la piel) este registro se llama **Electrocardiograma**.

3.3 Electrocardiograma

Estudio de la actividad eléctrica del corazón mediante un instrumento llamado electrocardiógrafo, que a través de una serie de electrodos colocados en el pecho del paciente, capta los impulsos eléctricos del

corazón y transmite señales a unas agujas que trazan un grafico sobre una cinta de papel, ver **figura 3.2** que desplaza a una velocidad constante.



Trazado de la onda cardíaca

Figura 3.2

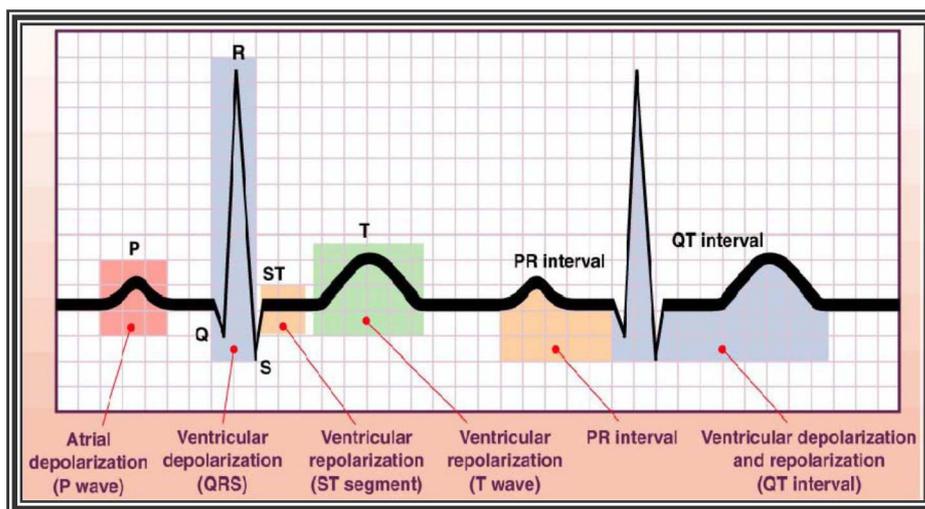
Un electrocardiograma (**ECG**) es un registro de la actividad eléctrica del corazón llevado a cabo a partir de unos electrodos (**conductores eléctricos**) aplicados en la superficie de la piel, habitualmente en ambos brazos y piernas y sobre el tórax.

Dentro del corazón minúsculos impulsos eléctricos controlan la función del corazón de expansión y contracción para bombear sangre al cuerpo. Los electrodos colocados sobre la piel pueden detectar estos impulsos y transmitirlos al electrocardiograma por medio de los cables.

3.4 Derivaciones

Las disposiciones específicas de los electrodos, se conocen como derivaciones y en la práctica clínica se utilizan un número de doce estándares, clasificadas de la siguiente forma:

- ✓ **Derivaciones del plano frontal:** Estas derivaciones son de tipo bipolares y monopoles. Las bipolares creadas por Willen Einthoven registran la diferencia de potencial eléctrico que se produce entre dos puntos. Ver **figura 3.3**.



Representación de la Onda ECG

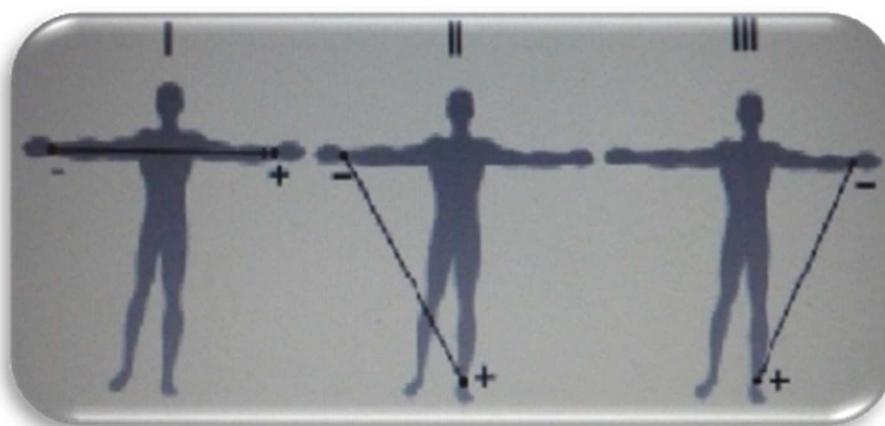
Figura 3.3

El **ECG** se estructura en la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. Las derivaciones **I, II y III**, se miden sobre los miembros:

la **I** va del brazo derecho al izquierdo, la **II** del brazo derecho a la pierna izquierda y la **III** del brazo izquierdo a la pierna izquierda.

A partir de esto se obtiene el punto imaginario V, localizado en el centro del pecho, por encima del corazón. Las otras nueve derivaciones provienen del

potencial entre este punto y las tres derivaciones de los miembros (**aVR**, **aVL**, y **aVF**) y las seis derivaciones precordiales (**V1-6**). (Figura 3.4)



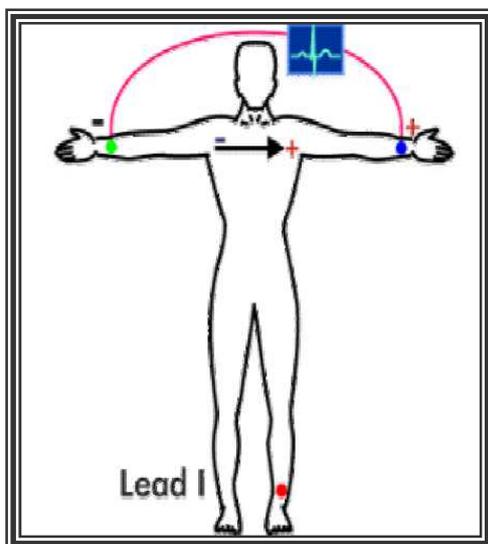
Derivaciones bipolares I, II y III

Figura 3.4

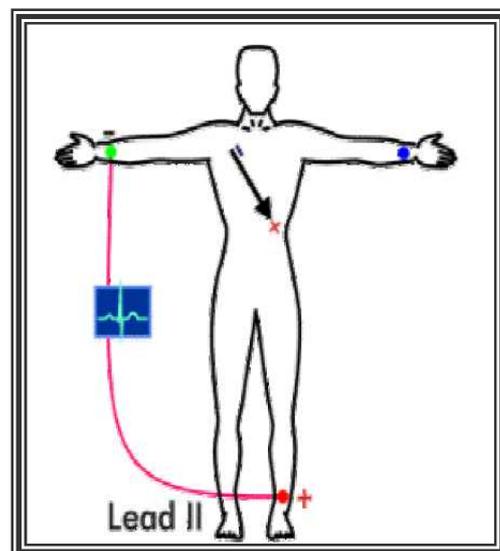
Para su registro se colocan 4 electrodos: brazo derecho RA, brazo izquierdo LA, pierna izquierda LL. Son 3 y se denominan DI, DII, DIII.

DI: Registra la diferencia potencial entre el brazo izquierdo polo positivo y el derecho polo negativo. (Ver **figura 3.5 a**).

DII: Registra la diferencia del potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo), ver **figura 3.5 b**.



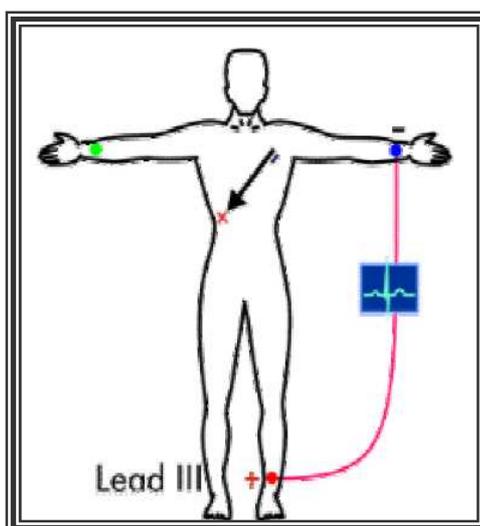
a) Derivación 1



b) Derivación 2

Figuras 3.5 a, b y c

DIII: Registra la diferencia del potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo izquierdo (polo negativo), ver figura 3.5 c.

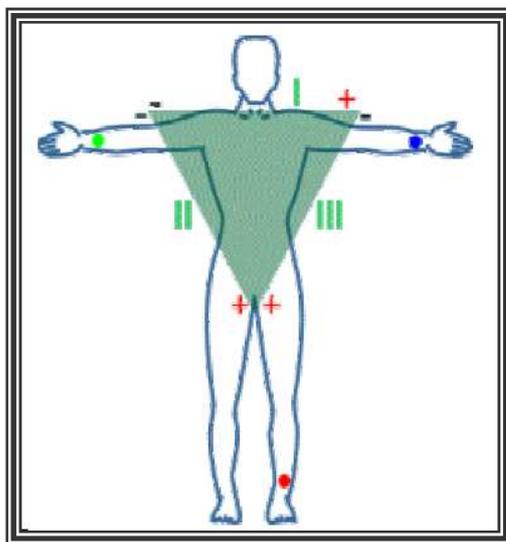


$$DI + DII + DIII = 0$$

c) Derivación 3

De modo que $DII=DI+DIII$, ésta relación indica que el electrocardiograma ha sido registrado adecuadamente.

Estas tres derivaciones conforman en el tórax un triángulo equilátero llamado triángulo de Einthoven en cuyo centro se encuentra el corazón. Ver **figura 3.6**.

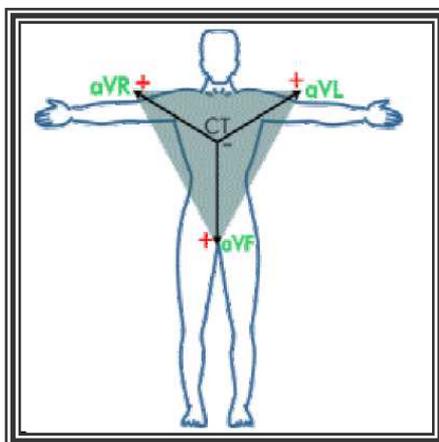


Triángulo de Einthoven

Figura 3.6

Las derivaciones monopolares registran el potencial total en un punto del cuerpo. Ideado por Frank Wilson y para su registro unió a las tres derivaciones del triángulo de Einthoven, cada una a través de la resistencia de un punto o una central terminal de Wilson donde el potencial eléctrico es cercano a cero. Esta se conecta a un aparato de registro del que salía el

electrodo explorador, el cual toma el potencial absoluto (V): brazo derecho (VR), brazo izquierdo (VL), pierna izquierda (VF), ver **figura 3.7**.

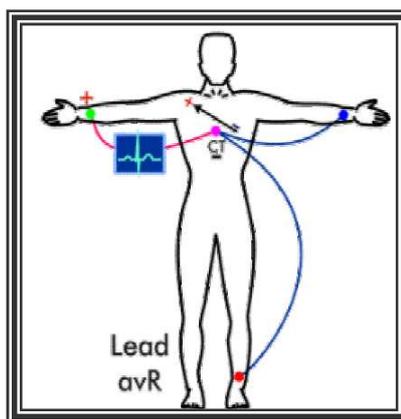


Derivaciones monopolares

Figura 3.7

Goldberger modificó ese sistema consiguiendo aumentar la onda hasta en un 50% y de aquí que estas derivaciones se llamen aVR, aVL, aVF, donde la **a** significa ampliada o aumentada.

aVR: brazo derecho (+) y brazo izquierdo (-), ver **figura 3.8 a**.

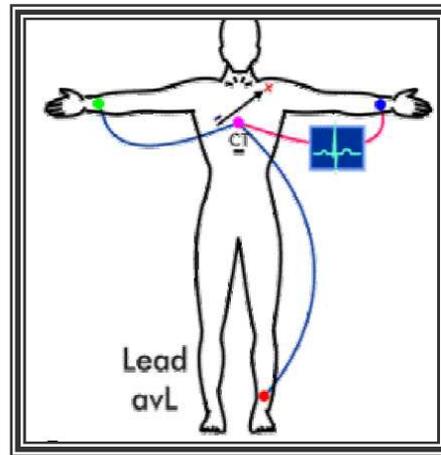


Derivación aVR

Figura 3.8 (a)

aVL: brazo izquierdo (+) y brazo derecho + pierna izquierda (-), ver **figura 3.8**

b.

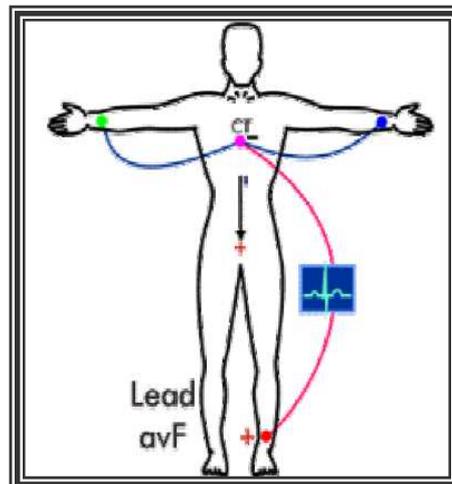


Derivación aVL

Figura 3.8 (b)

aVF: pierna izquierda (+) y brazo derecho + brazo izquierdo (-), ver **figura 3.8**

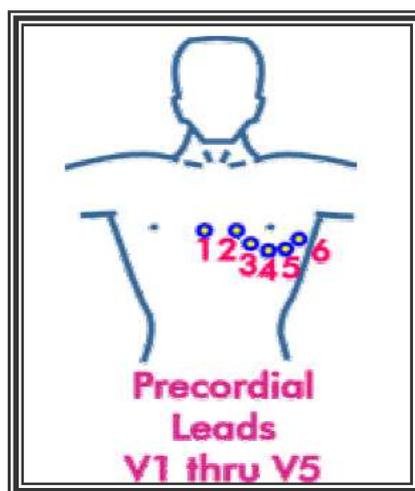
c.



Derivación aVF

Figura 3.8 (c)

- ✓ **Derivaciones del plano Horizontal:** Son derivaciones verdaderamente mono o unipolares, pues comparan la actividad del punto en que se coloca el electrodo a nivel precordial (electrodo explorador) contra la suma de los tres miembros activos o central terminal ($LL+LA+RA$, que da como resultado 0), ver **figura 3.9**.



Derivaciones precordiales

Figura 3.9

La localización precordial de los electrodos es la siguiente:

V1: intersección del 4to espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.

V2: intersección del 4to espacio intercostal izquierdo con el borde izquierdo del esternón.

V3: a mitad de distancia entre V2 y V4

V4: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea medio clavicular.

V5: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.

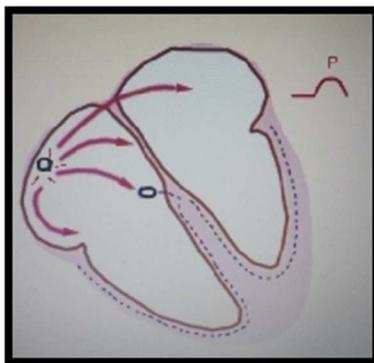
V6: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.

3.5 Nomenclatura de las ondas del Electrocardiograma

Onda P

Representa la despolarización de las aurículas. Tiene una morfología redondeada con una duración máxima de 0.10s (2.5mm) y un voltaje de 0.25 mv (2.5mm). Es positiva en todas las derivaciones salvo en la aVR del plano frontal que es negativa, y en la derivación V1 del plano horizontal. Ver

Figura 3.10

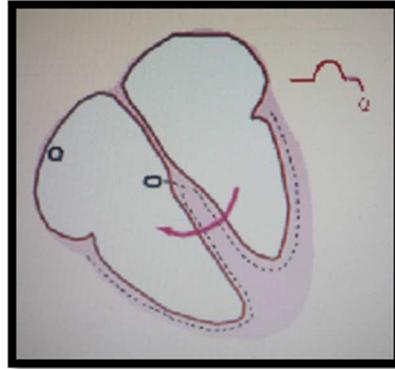


Onda P

Figura 3.10

Onda Q

La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que procede una onda R. La duración de la onda Q es de 0,010-0,020 segundos no supera normalmente 0,30 segundos. Ver **Figura 3.11**.

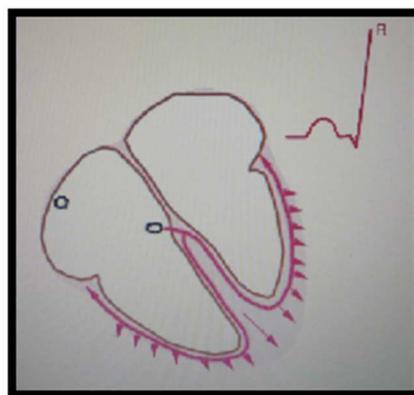


Onda Q

Figura 3.11

Onda R

La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular. Ver **Figura 3.12**.

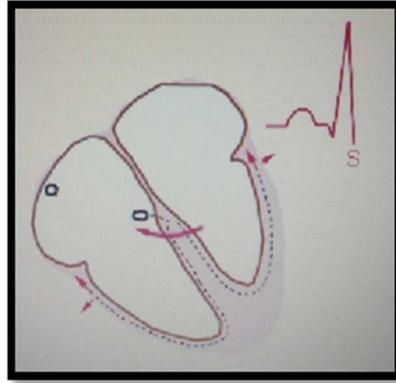


Onda R

Figura 3.12

Onda S

La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular. Ver **Figura 3.13.**

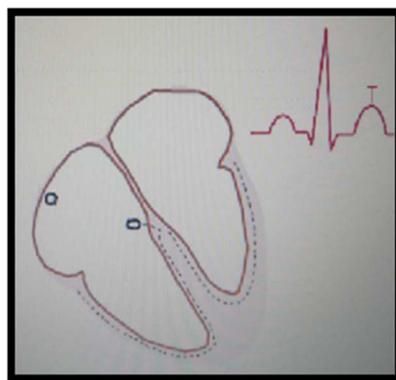


Onda S

Figura 3.13

Onda T

Es la deflexión lenta producida por la repolarización ventricular. Ver **figura 3.14.**

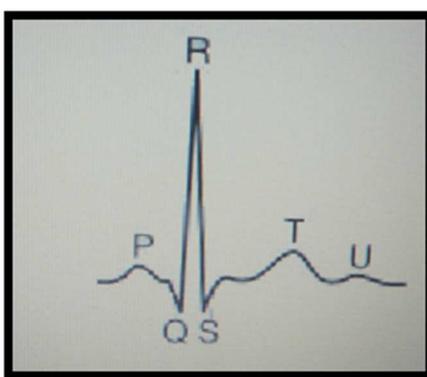


Onda T

Figura 3.14

Onda U

Es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje, que se observa sobre todo en las derivaciones precordiales y que sigue inmediatamente a la onda T, se desconoce su origen exacto, aunque algunos postulan que se debe a la repolarización de los músculos papilares. Ver **figura 3.15**.



Onda U

Figura 3.15

Intervalo R-R: es la distancia que existe entre dos ondas RR sucesivas. En un ritmo sinusal este intervalo debe mantenerse prácticamente constante, la medida de él dependerá de la frecuencia cardíaca que tenga el paciente.

Intervalo P-P: Es la distancia que existe entre dos ondas P sucesivas. Al igual que el intervalo RR, el intervalo PP debe ser muy constante y su medida depende de la frecuencia cardíaca.

Intervalo P-R: Representa el retraso fisiológico que sufre el estímulo que viene de las aurículas a su paso por el nodo aurículoventricular. Este se mide desde el comienzo de la onda P hasta el inicio de la onda Q o de la onda R. Debe medir 0.12 y 0.20s.

Intervalo QRS: Este mide el tiempo total de despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la inscripción de la onda Q o R hasta el final de la onda S. los valores normales de este intervalos se encuentra entre 0.06 y 0.10s

Intervalo Q-T: El intervalo QT se extiende desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la sístole eléctrica ventricular, o lo que es lo mismo, el conjunto de la despolarización y la repolarización de los ventrículos.

Segmento S-T: Es un periodo de inactividad que separa la despolarización ventricular de la repolarización ventricular. Este segmento es normalmente isoléctrico y va desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T.

3.6 ECGAR

Se han desarrollado nuevos avances en el método de ECG como lo es la Electrocardiografía de Alta Resolución (ECGAR). Los electrocardiogramas

de alta resolución (ECGAR), son el producto de técnicas basadas en computadora, que persiguen mejorar la fidelidad de la señal proveniente del corazón, para detectar señales de muy baja amplitud. El análisis del ECG por computadora, tiene su origen en la búsqueda de métodos automáticos que simulen la interpretación humana. Por ejemplo, la detección automática de ondas e intervalos del ECG y la ayuda en la toma de decisiones en diagnóstico clínico.

Los términos de electrocardiografía de alta fidelidad, de alta frecuencia o de banda ancha han sido usados, desde la década de los 60, en diversas investigaciones clínicas, con el fin de estudiar potenciales ventriculares de alta frecuencia y la actividad eléctrica del haz de his.

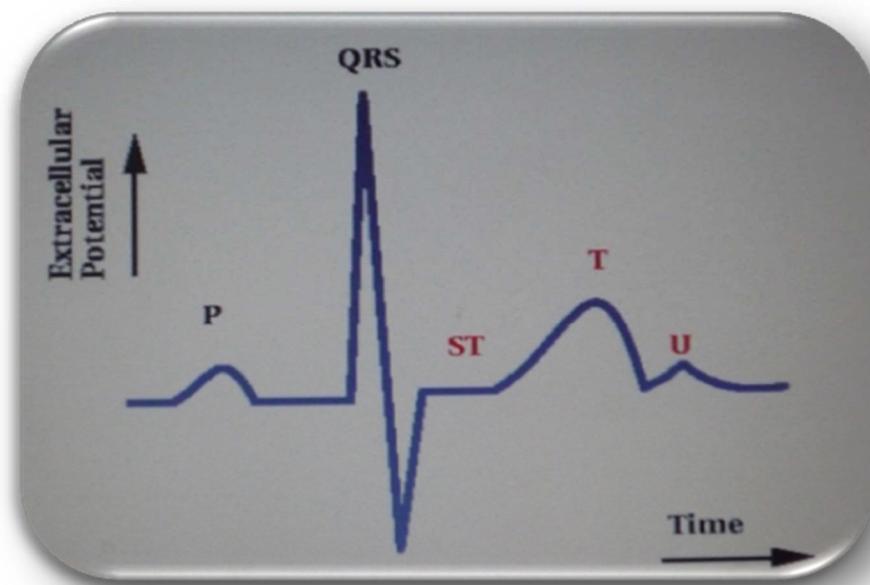
Estas técnicas buscan aumentar la resolución del ECG, con el fin de lograr una mayor amplificación de las pequeñas señales en un amplio espectro. El método más común, usado hoy en día, para mejorar la relación señal-ruido (SNR) del ECG, de forma de aumentar su resolución, es la promediación de los latidos.

El promediado de señales ECG tomo mayor interés clínico en la detección de potenciales tardíos en pacientes con riesgo de taquicardia ventricular maligna después de un infarto de miocardio. Simson (1981) propuso

técnicas de adquisición y procesado del ECGAR que son las más usadas hoy en día para la detección de potenciales tardíos.

3.7 Características de la señal electrocardiográfica

Una forma de la onda de la señal cardiaca típica es como la mostrada en la **figura 3.16**. Los voltajes producidos representan las presiones ejercidas por los músculos del corazón en un ciclo de bombeo. La primera reflexión ascendente, P, es debido a la contracción de los atrios y se conoce como el complejo atrial. Las otras desviaciones, Q, R, S, T, son debidas a la acción de los ventrículos y se conoce como los complejos ventriculares.



Forma de la onda básica de ECG

Figura 3.16

La señal electrocardiograma ECG tiene como parámetros relevantes:

- Rango de medida de amplitud de 500 μ V a 5mV, combinada con una componente DC de \pm 300mV.
- Frecuencias con componentes relevantes entre 0.5 HZ y 50 HZ para monitoreo.
- Frecuencia con componentes relevantes entre 0.05 HZ y 100 HZ para diagnóstico.

Dado que la señal de la figura anterior es relativamente periódica, cada ciclo tiene la misma estructura, se puede tomar cualquier punto de los señalados en la figura para calcular el ritmo cardíaco. Obviamente se elegirá la zona QRS ya que es la que mas favorece el reconocimiento.

Como la señal captada en el electrodo tiene un rango de amplitud bajo es necesario amplificar la señal en un factor, de por lo menos 1000x, para que sea usable para la detección del ritmo cardíaco.

Sin embargo realizar una amplificación limpia y de alta ganancia no es tarea fácil, ya que en la señal de ECG existen interferencias y ruidos de todo tipo las que también son amplificadas. Por ejemplo la actividad muscular (señal electromiográfica o EMG) genera potenciales que no aportan nada a la señal ver **figura 3.17 b** o la red eléctrica induce sobre el cuerpo corrientes que enmascaran la verdad actividad cardiaca ver **figura 3.17 a**.



a) Interferencia de 50 Hz de la red eléctrica

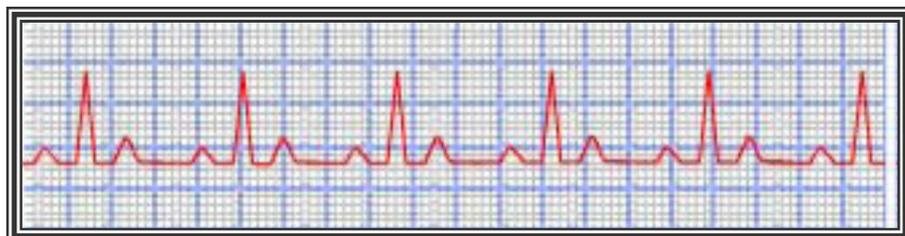
b) Interferencia electromiográfica en ECG

Figura 3.17

3.8 Patologías

Entre las patologías más importantes se tienen:

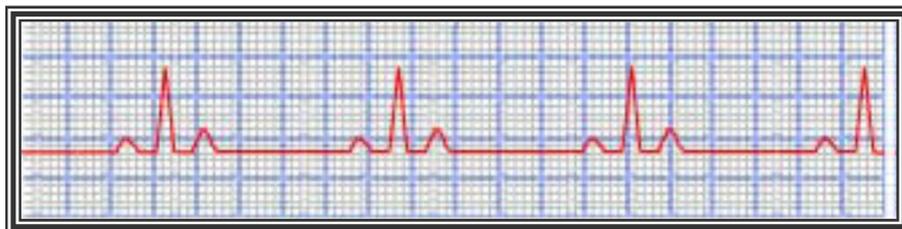
Ritmo Sinusal Regular: Es el ritmo más común en el adulto con pulsaciones entre 60-100 latidos por minuto. El complejo QRS es casi siempre estrecho y la onda P es positiva en la Derivación II, ver **figura 3.18**.



Ritmo Sinusal Regular

Figura 3.18

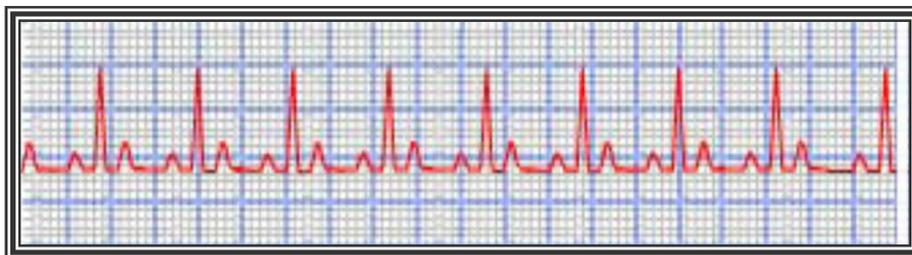
Bradicardia Sinusal: un ritmo con una frecuencia con menos de 50 latidos por minuto. Bradicardia con pulsaciones con más de 50 por minuto pueden ser toleradas muy bien en personas saludables, ver **figura 3.19**.



Bradicardia Sinusal

Figura 3.19

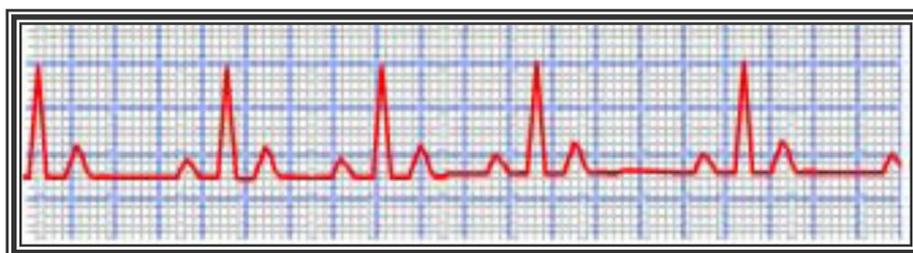
Taquicardia Sinusal: Este ritmo ocurre muy a menudo como resultado de la estimulación excesiva del sistema nervioso simpático (dolor, fiebre, incremento en la demanda de oxígeno o hipovolemia). Esta taquicardia casi siempre presenta un complejo QRS estrecho. Las pulsaciones tienden a limitarse a menos de 150 latidos por minuto, ver **figura 3.20**.



Taquicardia Sinusal

Figura 3.20

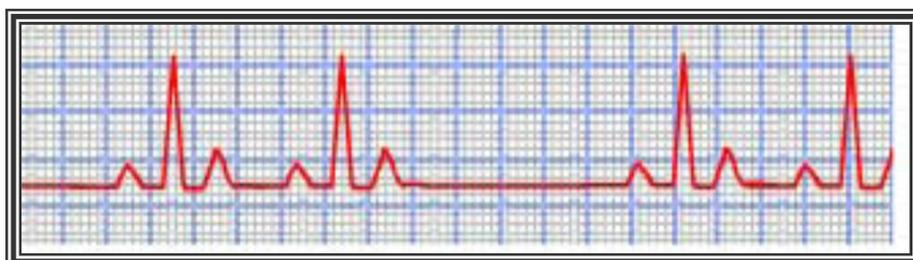
Arritmia Sinusal: Es un ritmo benigno que se ve a menudo en niños y no es tan común en adultos de edad avanzada. La típica irregular de esta arritmia es asociada con la función respiratoria. Con la inspiración, los latidos incrementan y con la expiración. Un complejo QRS estrecho y una onda P positiva en la Derivación-II es lo más común, ver **figura 3.21**.



Arritmia Sinusal

Figura 3.21

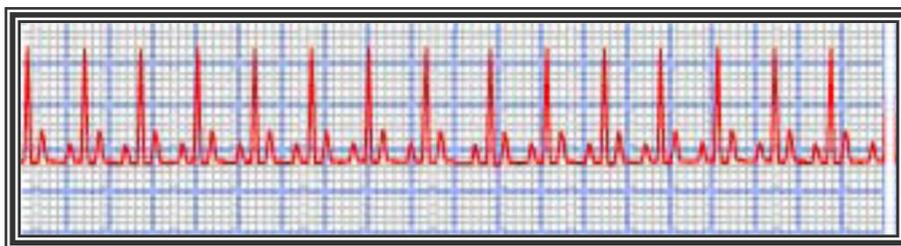
Bloqueo nodal senoauricular (SA): Ocurre cuando los impulsos del nódulo SA son bloqueados y la aurícula no se puede despolarizar. Mientras el nódulo genera impulsos irregularmente, los tejidos alrededor del nódulo SA no permiten la conducción de estos impulsos. La gravedad de esta arritmia es dependiente de la frecuencia y la duración del bloqueo, ver **figura 3.22**.



Bloqueo nodal senoauricular

Figura 3.22

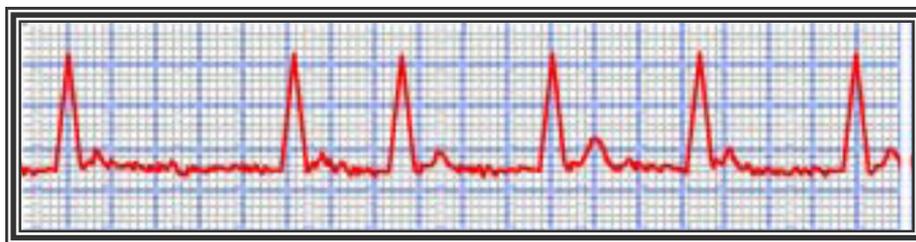
Taquicardia Auricular: Es una arritmia ominosa cuando las pulsaciones oscilan entre 170 y 230 por minuto. Dos características principales que ayudan a reconocer esta arritmia son su regularidad y los complejos QRS son estrechos. En individuos en reposo, una taquicardia con pulsaciones de más de 150 por minuto y complejo QRS estrechos es mayormente una taquicardia de origen auricular, ver **figura 3.23**.



Taquicardia Auricular

Figura 3.23

Fibrilación Auricular: Un ritmo caótico con reconocibles complejos QRS. La irregularidad de este ritmo y la ausencia de ondas P son características principales para reconocer esta arritmia. El ritmo caótico auricular produce ondulaciones muy finas (ondas fibrilatorias) que fácilmente se ven entre los complejos QRS, ver **figura 3.24**.



Fibrilación Auricular

Figura 3.24

CAPÍTULO IV

HARWARE Y SOFTWARE

DEL

MONITOREO CARDIACO



4.1 ¿Qué es Labview?

LabVIEW constituye un revolucionario sistema de programación gráfica para aplicaciones que involucren adquisición, control, análisis y presentación de datos.

Las ventajas que proporciona el empleo de Labview se resumen en las siguientes:

- ♣ Se reduce el tiempo de desarrollo de las aplicaciones al menos de 4 a 10 veces, ya que es muy intuitivo y fácil de aprender.
- ♣ Dota de gran flexibilidad al sistema, permitiendo cambios y actualizaciones tanto del hardware como del software.

- ♣ Da la posibilidad a los usuarios de crear soluciones completas y complejas.
- ♣ Con un único sistema de desarrollo se integran las funciones de adquisición, análisis y presentación de datos.
- ♣ El sistema está dotado de un compilador gráfico para lograr la máxima velocidad de ejecución posible.
- ♣ Tiene la posibilidad de incorporar aplicaciones escritas en otros lenguajes.
- ♣ LabVIEW es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, similar a los sistemas de desarrollo comerciales que utilizan el *lenguaje C* o *BASIC*. Sin embargo, LabVIEW se diferencia de dichos programas en un importante aspecto: los citados lenguajes de programación se basan en líneas de texto para crear el código fuente del programa, mientras que LabVIEW emplea la programación gráfica o *lenguaje G* para crear programas basados en diagramas de bloques.

Para el empleo de LabVIEW no se requiere gran experiencia en programación, ya que se emplean iconos, términos e ideas familiares a científicos e ingenieros, y se apoya sobre símbolos gráficos en lugar de lenguaje escrito para construir las aplicaciones. Por ello resulta mucho más intuitivo que el resto de lenguajes de programación convencionales.

LabVIEW posee extensas librerías de funciones y subrutinas. Además de las funciones básicas de todo lenguaje de programación, LabVIEW incluye librerías específicas para la adquisición de datos, control de instrumentación VXI, GPIB y comunicación serie, análisis presentación y guardado de datos.

4.1.1 Aplicaciones de Labview.

LabVIEW tiene su mayor aplicación en sistemas de medición, como monitoreo de procesos y aplicaciones de control, un ejemplo de esto pueden ser sistemas de monitoreo en transportación, Laboratorios para clases en universidades, procesos de control industrial.

LabVIEW es muy utilizado en procesamiento digital de señales (wavelets, FFT, Total Distorsion Harmonic TDH), procesamiento en tiempo real de aplicaciones biomédicas, manipulación de imágenes y audio, automatización, diseño de filtros digitales, generación de señales, entre otras, etc.

El LabVIEW brinda posibilidades de desarrollar equipos propios de Electromedicina de bajo costo con registro, visualización, cuantificación y transmisión por Internet empleando una PC.

También se emplea esta tecnología para actualizar equipos preexistentes.

Ver **figura 4.1.**



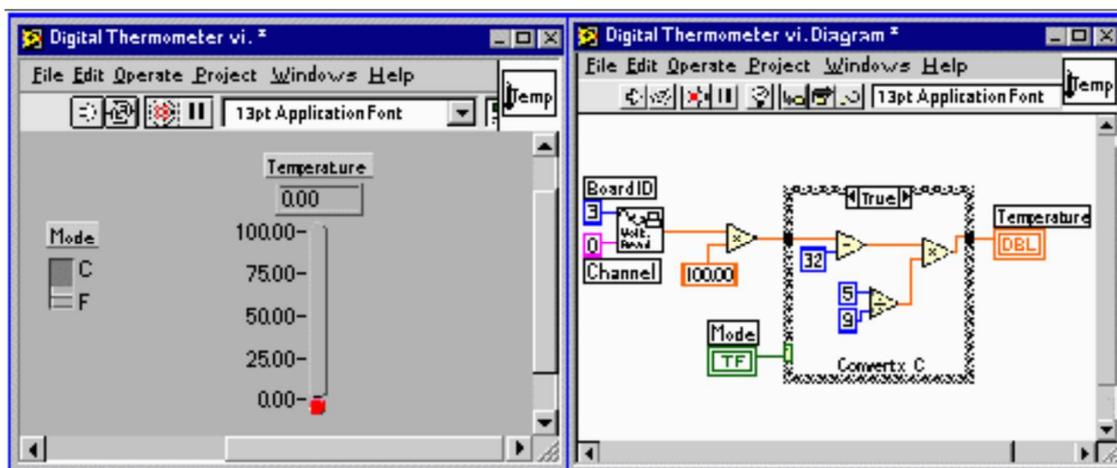
Aplicaciones hechas con Labview

Figura 4.1

4.1.2 ¿Cómo trabaja Labview?

Los programas desarrollados mediante LabVIEW se denominan ***Instrumentos Virtuales (VIs)***, porque su apariencia y funcionamiento imitan los de un instrumento real. Sin embargo son análogos a las funciones creadas con los lenguajes de programación convencionales. Los *VIs* tienen una parte interactiva con el usuario y otra parte de código fuente, y aceptan parámetros procedentes de otros *VIs*.

Todos los *VIs* tienen un *panel frontal* y un *diagrama de bloques*. Ver **figura 4.2**. Las *paletas* contienen las opciones que se emplean para crear y modificar los *VIs*. A continuación se procederá a realizar una somera descripción de estos conceptos.



Panel frontal y diagrama de bloques

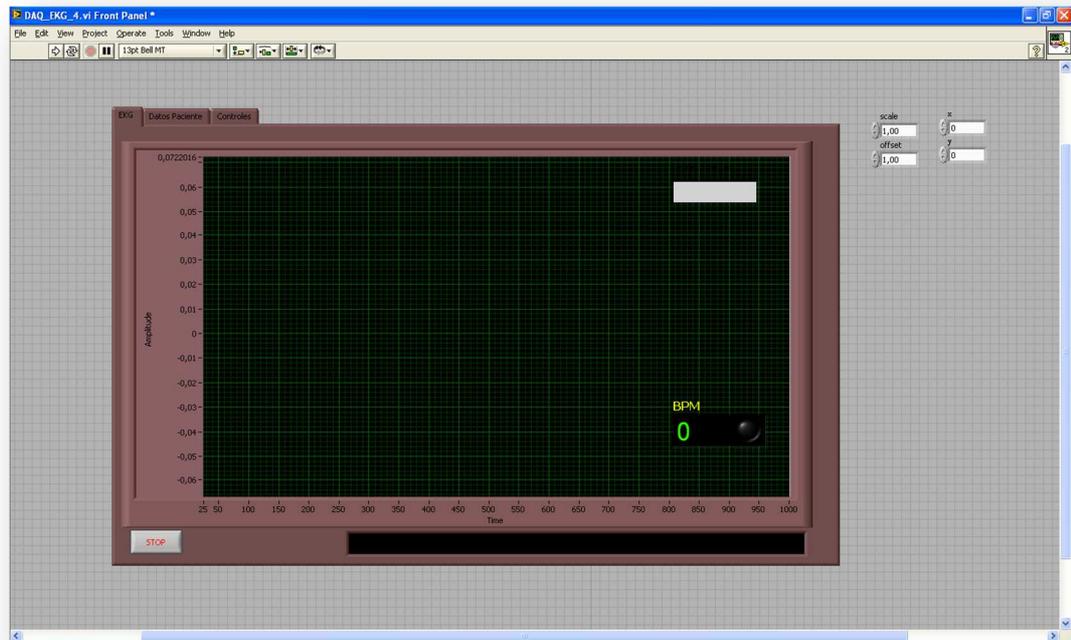
Figura 4.2

4.1.3 Panel Frontal

Se trata de la interfaz gráfica del *VI* con el usuario. Esta interfaz recoge las entradas procedentes del usuario y representa las salidas proporcionadas por el programa. Un *panel frontal* está formado por una serie de botones, pulsadores, potenciómetros, gráficos, etc. Ver **figura 4.3**.

Cada uno de ellos puede estar definido como un *control (a)* o un *indicador (b)*. Los primeros sirven para introducir parámetros al *VI*, mientras que los

indicadores se emplean para mostrar los resultados producidos, ya sean datos adquiridos o resultados de alguna operación.



Panel frontal del monitor cardiaco

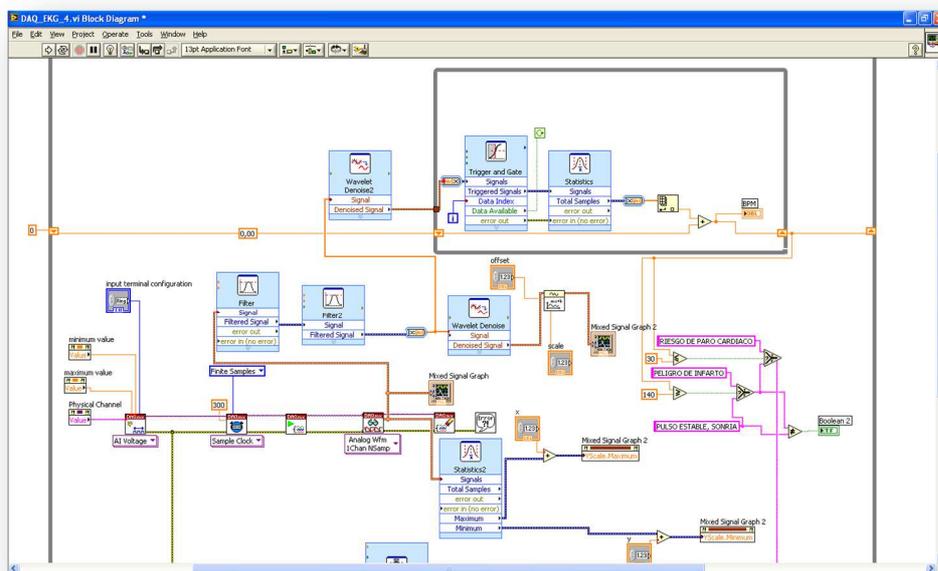
Figura 4.3

4.1.4 Diagrama de Bloques

El *diagrama de bloques* constituye el código fuente del *VI*. En el *diagrama de bloques* es donde se realiza la implementación del programa del *VI* para controlar o realizar cualquier procesamiento de las entradas y salidas que se crearon en el *panel frontal*. Ver **figura 4.4**.

El *diagrama de bloques* incluye *funciones* y *estructuras* integradas en las librerías que incorpora LabVIEW. En el *lenguaje G* las *funciones* y las *estructuras* son nodos elementales. Son análogas a los operadores o librerías de funciones de los lenguajes convencionales.

Los *controles* e *indicadores* que se colocaron previamente en el Panel Frontal, se materializan en el diagrama de bloques mediante los *terminales*.



Parte del diagrama de bloques del monitor cardiaco

Figura 4.4

El *diagrama de bloques* se construye conectando los distintos objetos entre sí, como si de un circuito se tratara. Los cables unen terminales de entrada y salida con los objetos correspondientes, y por ellos fluyen los datos.

LabVIEW posee una extensa biblioteca de *funciones*, entre ellas, aritméticas, comparaciones, conversiones, funciones de entrada/salida, de análisis, etc. convencionales, ejecutan el código que contienen de forma condicional o repetitiva (bucle *for*, *while*, *case*,...).

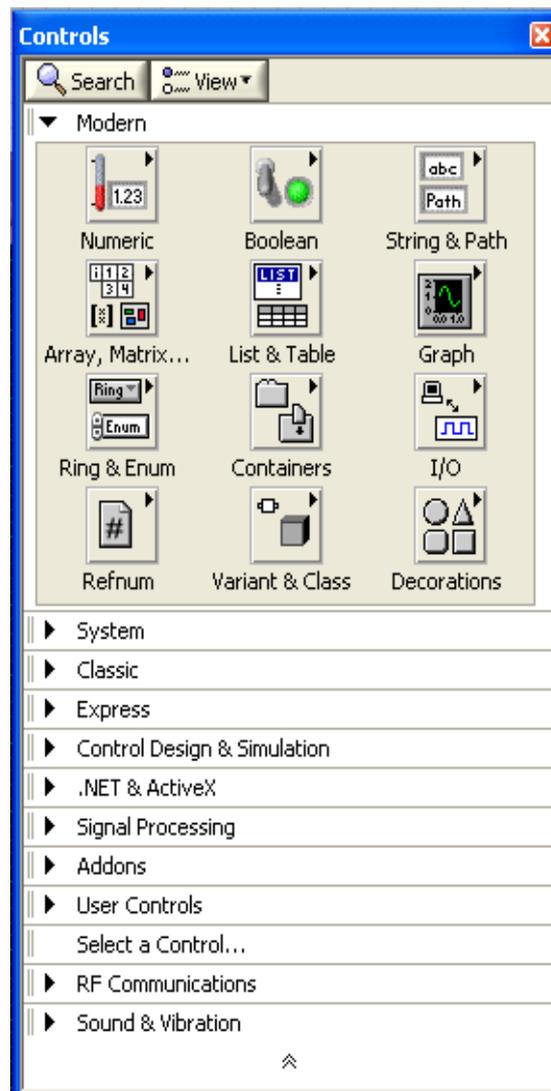
Los cables son las trayectorias que siguen los datos desde su origen hasta su destino, ya sea una función, una estructura, un terminal, etc. Cada cable tiene un color o un estilo diferente, lo que diferencia unos tipos de datos de otros.

4.1.5 Paletas

Las *paletas* de LabVIEW proporcionan las herramientas que se requieren para crear y modificar tanto el *panel frontal* como el *diagrama de bloques*. Existen las siguientes paletas:

4.1.5.1 Paleta de controles (Controls palette)

Se utiliza únicamente en el *panel frontal*. Contiene todos los *controles* e *indicadores* que se emplearán para crear la interfaz del *VI* con el usuario. Ver **figura 4.6**.



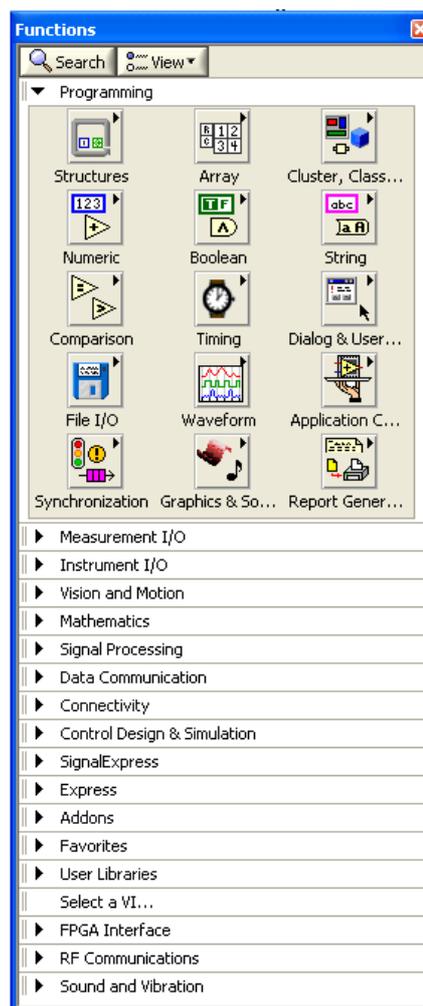
Paleta de controles

Figura 4.5

Al seleccionar objetos desde el menú *Controls* estos aparecen sobre el *panel frontal*, pueden colocarse donde convenga, y además tienen su propio menú desplegable que permite la configuración de algunos parámetros específicos de cada tipo de *control*.

4.1.5.2 Paleta de Funciones (functions palette)

Se emplea en el diseño del *diagrama de bloques*. La *paleta de funciones* contiene todos los objetos que se emplean en la implementación del programa del VI, ya sean *funciones* aritméticas, de entrada/salida de señales, entrada/salida de datos a fichero, adquisición de señales, temporización de la ejecución del programa... Ver **figura 4.7**.



Paleta de funciones

Figura 4.6

Para seleccionar una *función* o *estructura* concretas, se debe desplegar el menú *Functions* y elegir entre las opciones que aparecen.

4.1.6 Programación en Labview.

Con el entorno gráfico de programación de Labview se comienza a programar a partir del *panel frontal*.

En primer lugar se definirán y seleccionarán de la *paleta de controles* todos los *controles* (entradas que dará el usuario) e *indicadores* (salidas que presentará en pantalla el VI) que se emplearán para introducir los datos por parte del usuario y presentar en pantalla los resultados.

Una vez colocados en la ventana correspondiente al *panel frontal* todos los objetos necesarios, debe pasarse a la ventana *Diagram* (menú *Windows > Show Diagram*), que es donde se realiza la programación propiamente dicha (*diagrama de bloques*). Al abrir esta ventana, en ella se encuentran los terminales correspondientes a los objetos situados en el *panel frontal*, dispuestos automáticamente por LabVIEW.

Se deben ir situando las *funciones*, *estructuras*, etc. que se requieran para el desarrollo del programa, las cuales se unen a los terminales mediante cables.

Para facilitar la tarea de conexión de todos los terminales, en el menú “*Help*” puede elegirse la opción “*Show Help*”, con lo que al colocar el cursor del ratón sobre un elemento aparece una ventana con información relativa a éste (parámetros de entrada y salida).

Además, si se tiene seleccionado el cursor de cableado, al situar éste sobre un elemento se muestran los terminales de forma intermitente.

4.1.7 Ejecución de un VI

Una vez se ha concluido la programación del VI se debe proceder a su ejecución. Para ello la ventana activa debe ser el *panel frontal* (si se está en la ventana del *diagrama de bloques*, se debe seleccionar la opción *Show Panel* del menú *Window*).

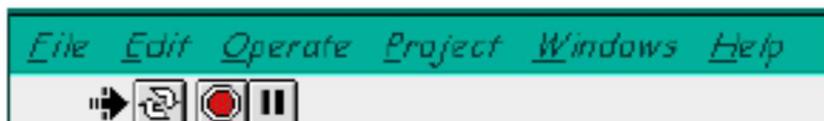
Una vez situados en el *panel frontal*, se pulsará el botón de *Run*, situado en la barra de herramientas. Ver **figura 4.7**.



Botón de ejecución de un VI

Figura 4.7

El programa comenzará a ejecutarse. Mientras dura la ejecución del mismo, la apariencia del botón de *Run* es la que se muestra a continuación: Ver **figura 4.8**.



Ejecución de un VI

Figura 4.8

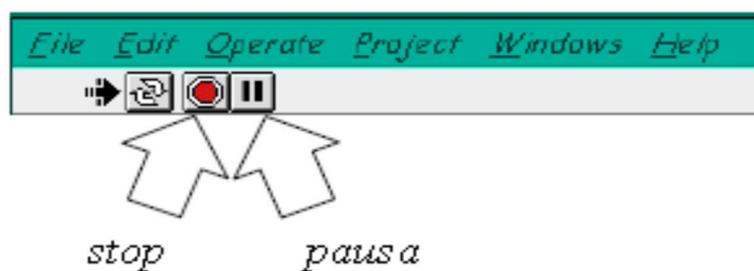
De este modo el programa se ejecutará una sola vez. Si se desea una ejecución continua, se pulsará el botón situado a la derecha del de *Run* (*Continuous Run*). Si durante el funcionamiento continuo del programa se vuelve a pulsar el citado botón, se finalizará la última ejecución del mismo, tras lo cual el programa se parará. Ver **figura 4.9**.



Botón de ejecución continua de un VI

Figura 4.9

Para finalizar la ejecución de un programa se puede operar de dos formas. La primera, y la más aconsejable, es emplear un botón en el *panel frontal* del *VI*, cuya pulsación produzca la interrupción del bucle de ejecución de la aplicación. La segunda forma de detener la ejecución del *VI* es pulsando el botón de *pausa* o el de *stop*. Ver **figura 4.10**. La diferencia entre ambos es que si se pulsa *stop*, la ejecución del programa finaliza inmediatamente, mientras que si se pulsa *pausa*, se produce una detención en el funcionamiento del programa, retomándose su ejecución una vez se vuelve a pulsar el mismo botón.

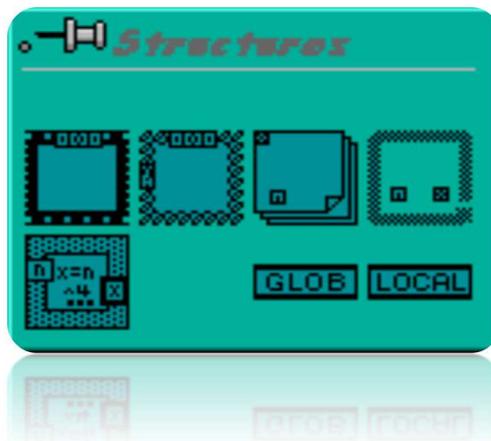


Botón de parada

Figura 4.10

4.1.8 Estructuras

En la *paleta de funciones* la primera opción es la de las *estructuras*. Éstas controlan el flujo del programa, bien sea mediante la secuenciación de acciones, ejecución de bucles, etc. Ver **figura 4.11**.



Ejemplo de opciones de estructuras

Figura 4.11

Las estructuras se comportan como cualquier otro nodo en el diagrama de bloques, ejecutando automáticamente lo que está programada en su interior una vez tiene disponibles los datos de entrada, y una vez ejecutadas las instrucciones requeridas, suministran los correspondientes valores a los cables unidos a sus salidas. Sin embargo, cada estructura ejecuta su *subdiagrama* de acuerdo con las reglas específicas que rigen su comportamiento, y que se especifican a continuación.

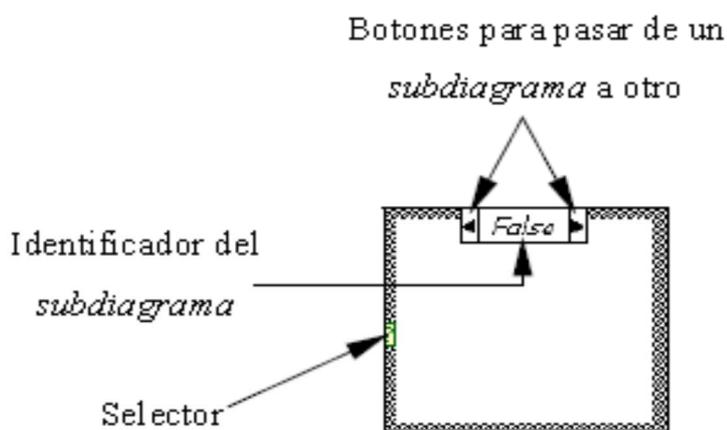
Un *subdiagrama* es una colección de nodos, cables y terminales situados en el interior del rectángulo que constituye la estructura. El *For Loop* y el *While Loop* únicamente tienen un subdiagrama. El *Case Structure* y el *Sequence Structure*, sin embargo, pueden tener múltiples subdiagramas, superpuestos como si se tratara de cartas en una baraja, por lo que en el diagrama de

bloques únicamente será posible visualizar al tiempo uno de ellos. Los subdiagramas se construyen del mismo modo que el resto del programa.

4.1.8.1 Case Structure

Al igual que otras estructuras posee varios *subdiagramas*, que se superponen como si de una baraja de cartas se tratara. En la parte superior del subdiagrama aparece el identificador del que se está representando en pantalla. A ambos lados de este identificador aparecen unas flechas que permiten pasar de un *subdiagrama* a otro. Ver **figura 4.12**.

En este caso el identificador es un valor que selecciona el subdiagrama que se debe ejecutar en cada momento.



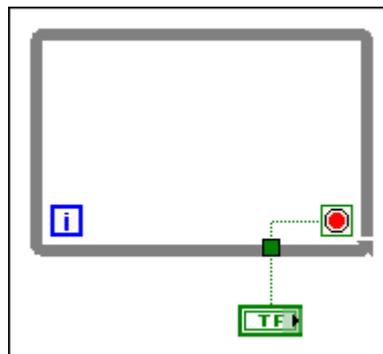
Case structure

Figura 4.12

La estructura *Case* tiene al menos dos *subdiagramas* (*True* y *False*). Únicamente se ejecutará el contenido de uno de ellos, dependiendo del valor de lo que se conecte al *selector*.

4.1.8.2 While loop.

Similar a un bucle o un Do (Repetir Hasta) Loop, el texto en los lenguajes de programación basados en un bucle while, muestran a continuación, ejecuta un subdiagrama hasta que una condición se produce. (**Figura 4.13**)



While loop

Figura 4.13

4.2 Tarjeta PCI-6221.

La tarjeta DAQ PCI-6221 (de 37 pines) de National Instruments ofrece una solución económica para clientes OEM debido a su conector de E/S D-Sub de 37 pines. El conector D-Sub proporciona compatibilidad con otros accesorios D-Sub estándar, incluyendo bloques de terminal de montaje directo como el NI CB-37F-LP. Para aplicaciones que requieren

velocidades más altas y una mayor precisión, considere la Serie M de alta velocidad para velocidades de muestreo 5X mayores y la Serie M de alta precisión para una resolución 4X mejor.

Las tarjetas de bajo costo de la Serie M ofrecen características avanzadas como el controlador de sistema NI-STC 2, el amplificador programable NI-PGIA 2, y la tecnología de calibración NI-MCal para mejorar el rendimiento y la precisión. Para aprender más sobre las tecnologías de la Serie M, especificaciones de dispositivos e información sobre cables y accesorios recomendados, por favor consulte la hoja de especificaciones. **Figura 4.14**

16 Entradas Analógicas de 16 bits a 250 kS/s con D-Sub de 37 pines



Tarjeta NI PCI-6221.

Figura 4.14

Características:

- Dos salidas analógicas de 16 bits (833 kS/s)
- 10 líneas de E/S digital; contadores de 32 bits; disparo digital
- E/S digital correlacionadas (2 líneas sincronizadas, 1 MHz)
- Conector de 37 pines D-Sub para reducir los costos de conectividad en un 80%
- Seleccione las tarjetas de alta velocidad de la Serie M para multiplicar por cinco su velocidad de muestreo o las tarjetas de gran precisión de la Serie M para multiplicar por cuatro la resolución.
- El software de NI-DAQmx y software interactivo NI LabVIEW SignalExpress para registro de datos

4.3 Bornera

Es un accesorio de terminación con 68 terminales de tornillo para una fácil conexión de señales de E/S en campo a productos DAQ de 68 pines. Posee un conector SCSI (Small Computer System Interface) macho de 68 pines para conexión directa con cables de 68 pines. Los bloques de conector incluyen monturas para utilizarse en ambientes de escritorio o montados en un panel personalizado. El modelo CB-68LP tiene un conector de 68 pines de montaje vertical. **Figura 4.15**



Bornera (modelo CB-68LP)

Figura 4.15

4.4 Cable blindado PCI

El cable blindado PCI modelo SHC68-68-EPM de National Instruments está especialmente diseñado para funcionar con dispositivos de la Serie M. Este cable ofrece secciones digitales y analógicas separadas, pares cruzados blindados individualmente para entradas analógicas, salidas analógicas blindadas individualmente y pares cruzados para E/S digitales críticas.

Figura 4.16



Cable blindado PCI

Figura 4.16

4.5 Transductor.

Un transductor es un dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de energía de entrada, en otra de diferente a la salida. El nombre del transductor ya nos indica cual es la transformación que realiza (por ejemplo, electromecánica, transforma una señal eléctrica en mecánica o viceversa), aunque no necesariamente la dirección de la misma. Es un dispositivo usado principalmente en la industria, en la medicina, en la agricultura, en robótica, en aeronáutica, etc. para obtener la información de entornos físicos y químicos y conseguir (a partir de esta información) señales o impulsos eléctricos o viceversa. Los transductores siempre consumen algo de energía por lo que la señal medida resulta debilitada. A continuación se muestran ejemplos de los transductores más comunes:

4.5.1 Electrodo.

Los electrodos son los conductores utilizados para pasar corriente a un elemento no metálico, estos comenzaron su desarrollo en el siglo XX cuando la utilización de la soldadura se implemento como parte principal de los inventos electrónicos de la época.

Los electrodos ofrecen una gran variedad de funciones a las cuales pueden ser aplicados, algunas de ellas son:

- Electrodo en el deporte: estos son un gran aporte para prácticas como la gimnasia pasiva, ya que esta se basa principalmente en la utilización de electrodos para lograr la estimulación de los músculos, mediante pequeñas descargas eléctricas.
- Electrodo en la ciencia: la utilización actual de electrodos en la ciencia, se aplica principalmente en conseguir la concepción de elementos electrónicos como reproductores de música y algunas cosas muy utilizadas actualmente como las baterías recargables, ya que los electrodos permiten el paso de corriente a elementos no metálicos facilitan la concepción de este tipo de artículos.

En la actualidad los electrodos abren la puerta al desarrollo de nuevos artículos como las pilas USB recargables, las cuales son una memoria USB y una batería a la vez, entre otros.

Actualmente la utilización de los electrodos se esta implementando para el desarrollo de actividades como la hidrólisis, que consta en la purificación de agua mediante la descarga de iones en la misma.

- Electrodo en salud: la utilización de los electrodos en la medicina puede variarse de dos formas:

- la primera forma es la utilización de electrodos en la medición de funciones corporales. Los electrodos son adheridos al cuerpo del paciente, para proporcionar una descarga mínima de electricidad, con el fin que instrumentos especiales puedan detectar el movimiento de algunos órganos que reaccionan a esta descarga, un gran ejemplo de esto es la utilización de electrodos para visualizar el funcionamiento del sistema nervioso.

- Otra forma de utilizar los electrodos con fines médicos son la implementación de estos en los procesos recuperatorios. Después de algunos procesos como las lesiones musculares o un implante de piel, los electrodos se muestran como una excelente herramienta para devolver la sensibilidad mediante choques eléctricos leves.

- Cabe resaltar que en la principal actividad donde se utilizan los electrodos es la fisioterapia, pues ofrece una recuperación muscular rápida y eficiente.

Sobra decir que una de las más útiles invenciones de la ciencia son los electrodos, y aún más útil fue descubrir sus diversas aplicaciones en actividades como los deportes, la medicina y la ciencia. **Figura 4.17**



Electrodos desechables

Figura 4.17

4.6 Cable para monitoreo cardiaco.

Sirve junto a los electrodos para capturar las señales provenientes del corazón y llevarlas a sistema para ser procesadas y visualizadas. Comúnmente, el cable viene recubierto por un blindaje ya que permite minimizar las interferencias eléctricas a las que pueda ser sometido durante su uso.

En razón del ambiente eléctricamente ruidoso, donde en general, se usan los monitores cardíacos, surge la necesidad de reducir al máximo las interferencias generadas por el cable a paciente. **Figura 4.18**



Cable para monitoreo cardiaco

Figura 4.18

Existen factores que pueden reducir el rendimiento del cable y por tanto afectar la toma de la señal, como son:

- movimiento excesivo
- cable conectado inadecuadamente
- tipo de cable incorrecto (incompatibilidad con el monitor existente).

CAPÍTULO V

DISEÑO DEL PROYECTO

5.1 Adquisición de datos con el sistema de monitoreo cardiaco

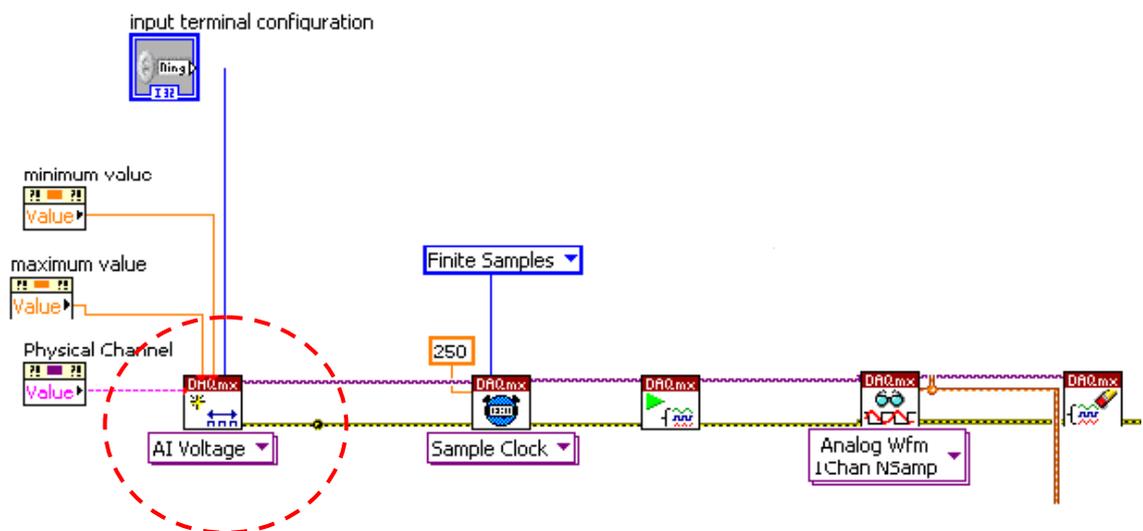
El sistema Labview, es un software de programación gráfica. Dentro de los muchos procesos que se pueden realizar con el, nos vamos a centrar inicialmente en realizar adquisición de datos provenientes de las señales eléctricas que emite el corazón humano. El proceso que realizamos no difiere de la forma que tradicional, sino que añade las ventajas de tener mayor precisión y facilidades a la hora crear el diseño para adquirir señal. Se realizan 5 operaciones, todas ligadas al proceso de adquisición:

- Creación del canal virtual
- Reloj de muestreo
- Ejecución de tarea
- Lectura de datos
- Borrado de tarea

A continuación se describirá, cada uno de estos procesos y se explicará que función tienen a la hora de adquirir.

5.1.1 Creación del canal virtual.

Un canal virtual en sistema labview permite adquirir distintos tipos de señales. El canal virtual a usarse puede ser analógico o digital, según sea el caso de la señal que se va a adquirir. Pueden ser sensadas señales analógicas como temperatura, voltaje o presión, por citar algunas. En este proyecto, se usa un canal virtual con una *entrada analógica* para poder medir el **voltaje que generan las células cardiacas**. Físicamente hacemos la adquisición de datos por medio de **electrodos**.



Un canal virtual con una entrada analógica, se compone de una serie de parámetros que a continuación se describen:



Tarea de entrada (Task in), especifica la tarea que se va a agregar (medir voltaje, por ejemplo), a la entrada de uno de

canales del dispositivo virtual creado. Si no se especifica una tarea, la tarjeta de adquisición de datos agregará una automáticamente.

Physical Channel



Canales físicos (Physical channels), especifica los nombres

de los canales físicos utilizados para crear canales virtuales.

Los canales físicos de la tarjeta de adquisición de datos (DAQmx), contienen listas de todos los canales de los dispositivos y módulos instalados en el sistema.

maximum value



minimum value



Valores máximo y mínimo (Maximum value and minimum

value), aquí se especifica en unidades los valores máximo y mínimo que estamos midiendo (en cuanto a amplitud de la señal se refiere), en este caso es $\pm 1\text{mV}$, que es el máximo voltaje pico que generan las células cardiacas

input
terminal
configuration



Terminal de entrada de configuración (Input terminal configuration), especifica el terminal de entrada de

configuración para el canal, es decir, aquí se especifica cual de los pines de la tarjeta se va a usar.



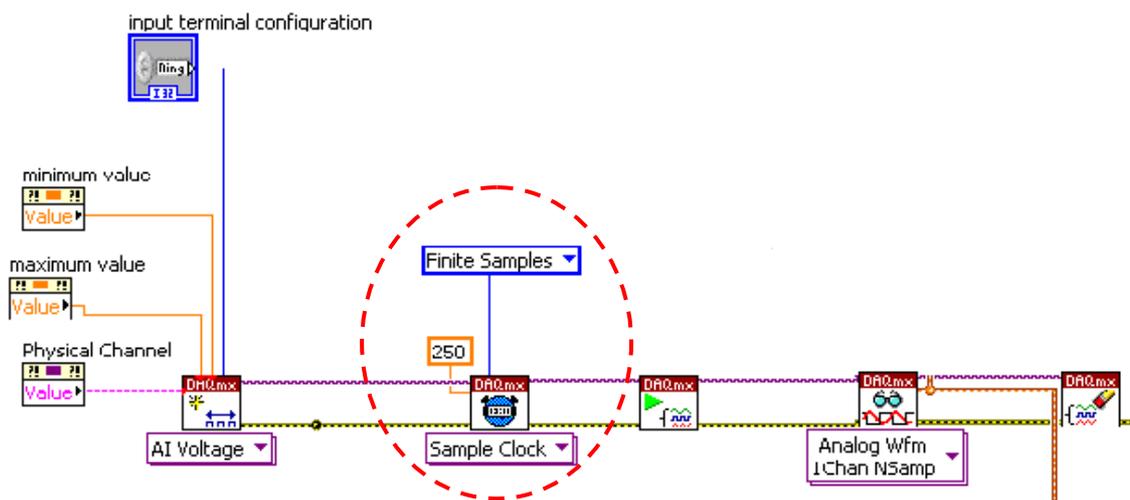
Tarea de salida (Task out).- Es una referencia a la tarea después que se ejecuta el VI. La tarea contiene cualquiera de

los nuevos canales virtuales creados. A la salida del VI, se tiene la adquisición que se hace directamente con los electrodos, es decir la señal que se adquiere entre los valores pico máximo y mínimo.



Error de salida (Error out) contiene información de error. Si la entrada de **error de entrada** indica que se ha producido un error antes de que el VI o la función se ejecuten, el **error out** contiene la misma información de error. De lo contrario, se describe el estado de error que la función o el VI produce.

5.1.2 Reloj de muestreo



Este VI, configura el número de muestras que el canal virtual va a adquirir o generar y crear un buffer cuando sea necesario. De acuerdo al teorema de Nyquist, que dice que el número de muestras debe ser como mínimo, el doble de la frecuencia máxima sensada, nosotros tomamos 250 muestras de la señal cardiaca, porque la máxima frecuencia con la que se trabaja es de 100Hz.

5.1.2.1 Reloj de muestra. (Sample Clock).

Establece la fuente del Reloj de muestra (Sample Clock), el tipo del Reloj de muestreo, y el número de muestras para adquirir o generar.



Tarea de entrada (Task/channel in), es el nombre de la tarea o una lista de canales virtuales a los que se va a aplicar la operación. Si proporciona una lista de canales virtuales, NI-DAQmx crea automáticamente una tarea.



Tasa (Rate), especifica la tasa de frecuencia de muestreo en muestras de segundo por canal. Si utiliza una fuente externa para el Sample Clock, se debe establecer la entrada a la tasa máxima prevista de ese reloj. Como se explico en nuestro caso el numero de muestras son 250.



Modo de muestreo (Sample mode), especifica si la tarea adquiere o genera muestras continuamente o si se adquiere o genera un número finito de muestras.

- **Muestras continuas (Continuous Samples)**, Adquirir o generar muestras hasta que el VI DAQmx Stop Task (Detener tareas) se ejecute.
- **Muestras finitas (Finite Sample)**, Adquirir o generar un número finito de muestras.
- **Punto de tiempo único de hardware (Hardware Timed Single Point)**, Adquirir o generar muestras continuamente utilizando **hardware timing** sin buffer. El **Hardware Timed Single Point** sólo es compatible para el Sample Clock.



Muestras por canal (Samples per channel), se especifica el número de muestras para adquirir o generar para cada canal en la tarea, solo si el **modo de muestreo (sample mode)** es **de muestras finitas (finite samples)**. Si el **modo de muestreo** es de **muestras continuas**, el NI-DAQmx utiliza este valor para determinar el tamaño del búfer.

5.1.3 Ejecución de la tarea

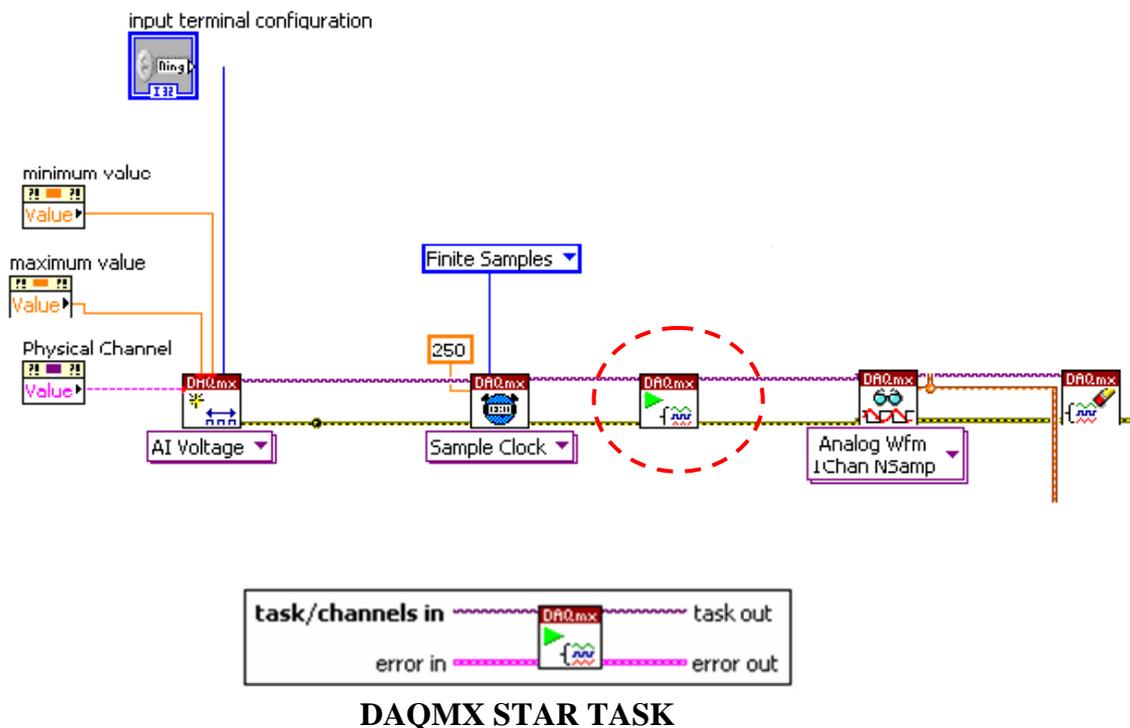


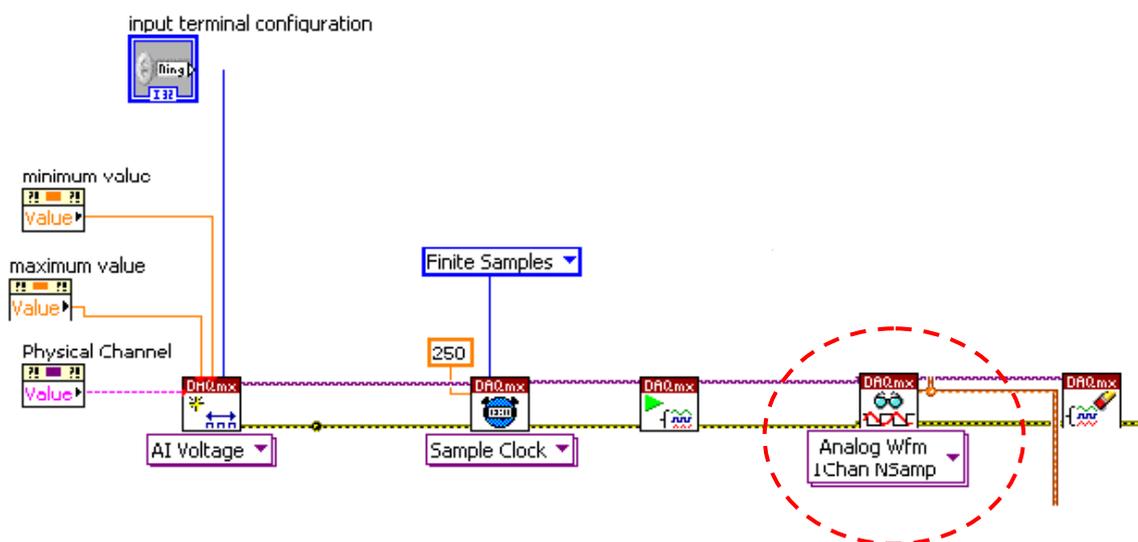
Figura 5.1

Transición de la tarea a un estado de ejecución para iniciar la medición o generación. El uso de este VI es necesario para algunas aplicaciones y es opcional para los demás.

Si no utiliza este VI, una función de medición se inicia automáticamente cuando el VI DAQmx Read (Leer) se ejecuta. Automáticamente la entrada de la VI DAQmx Write (Escribir) determina si una generación de tarea se inicia cuando el VI DAQmx Write (Escribir) se ejecuta.

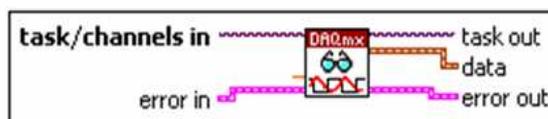
Task/channel in (tarea/canal de entrada) es el nombre de la tarea o una lista de canales virtuales a los que se va a aplicar la operación. Si proporciona una lista de canales virtuales, NI-DAQmx crea automáticamente una tarea.

5.1.4 Lectura de datos



Lee las muestras de la tarea o de los canales virtuales que se especifiquen. Los casos de este VI es especificar el formato de las muestras a regresar, ya sea para leer una sola muestra o varias muestras a la vez, y ya sea para leer uno o varios canales.

El DAQmx Read (Lectura) tiene propiedades adicionales en las que incluyen opciones de configuración para operaciones de lectura.



DAQMX READ

Figura 5.2

Lee una forma de onda que contiene una sola muestra de una tarea que contiene un único canal de entrada analógica.

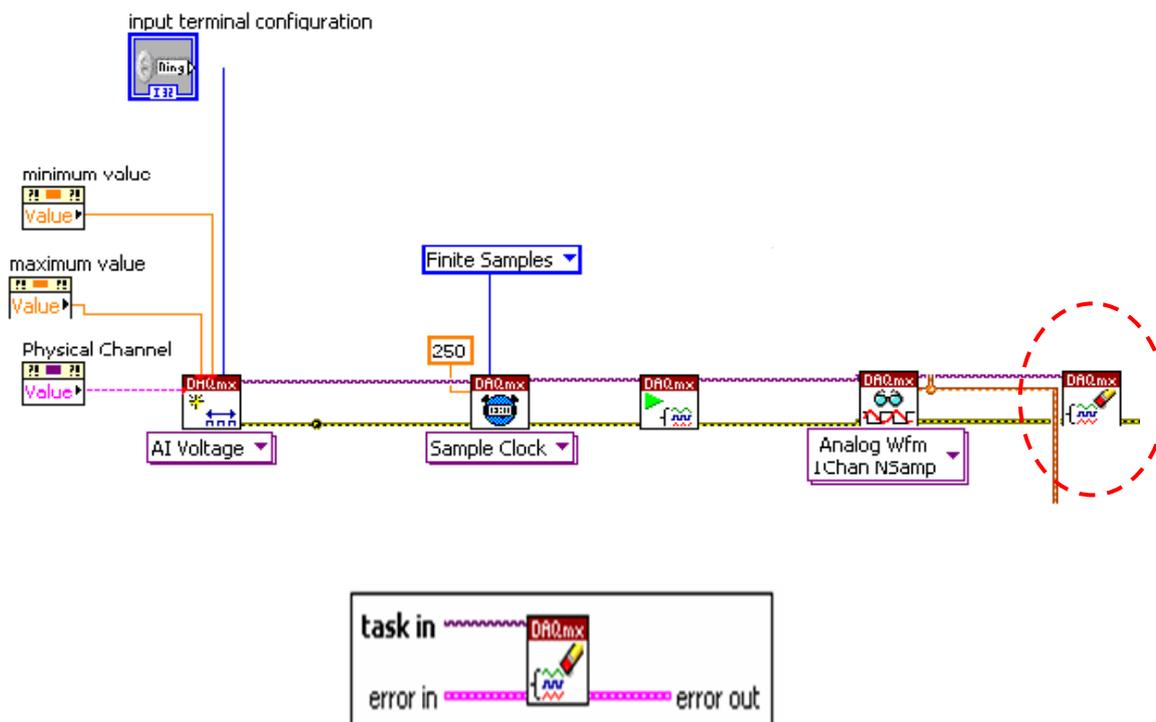


Task/channel in es el nombre de la tarea o una lista de canales virtuales a los que se va a aplicar la operación. Si proporciona una lista de canales virtuales, NI-DAQmx crea automáticamente una tarea.



Data devuelve una forma de onda. NI-DAQmx amplía los datos a las unidades de la medida, incluyendo cualquier ampliación creada que se aplique a los canales. Se utiliza el canal virtual DAQmx Crear VI o el Asistente DAQ para especificar estas unidades.

5.1.5 Terminación de tarea



DAQMX CLEAR TASK

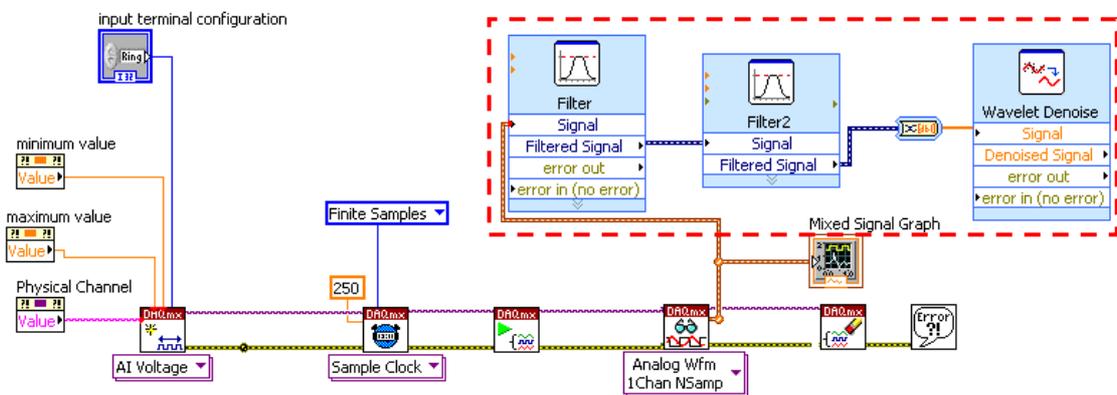
Figura 5.3

Borra la tarea. Antes de limpiar, este VI deja la tarea, si es necesario, y libera los recursos de la tarea reservada. No se puede utilizar una tarea después de que se borra a menos que recree la tarea. Si utiliza el VI DAQmx Create Task (Crear Tarea) o el VI DAQmx Create Virtual Channel (Crear canal virtual) dentro de un lazo, se debe usar el VI dentro del lazo después de que haya finalizado la tarea para evitar la innecesaria asignación de memoria.



Task in (Tarea de entrada) es el nombre de la tarea para limpiar. A diferencia de la **task/channels in** (tarea/canales de entrada) entrada en algunos VIS, no se puede conectar un canal virtual a esta entrada.

5.2 Filtrado



5.2.1 Definición de filtro

Un filtro es un dispositivo diseñado para separar, pasar o suprimir un grupo de objetos o cosas de otro mezclado. Al igual que el filtro para la cafetera solo permite pasar la esencia y no los granos, en las señales eléctricas ocurre lo mismo, con un filtro podemos modificar una señal. Un ejemplo puede ser cuando se sintoniza un canal de radio deseado.

5.2.2 Tipos de Filtros

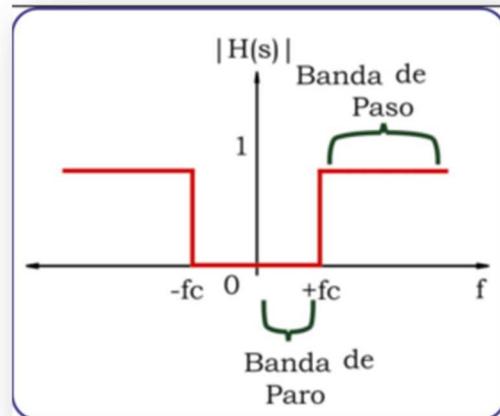
Existen Principalmente dos tipos de filtros:

- a. Selectivos en el Tiempo. Conocidos como Pasa Todo. Este tipo de filtro no modifica el espectro en magnitud solo afecta a la fase. Se emplea para derivar o integrar una señal 90° , elimina el sobretiro de una señal (problemas de fase) y ocasionan un delay o retardo analógico.
- b. Selectivos en Frecuencia. Son capaces de suprimir o permitir el paso de determinado rango de frecuencias, estos filtros modifican la magnitud de la señal. Los filtros selectivos en frecuencia se dividen en cuatro tipos.
 - ✓ Pasa Bajas (Low Pass).
 - ✓ Pasa Altas (High Pass)
 - ✓ Pasa Bandas (Bass Pass)
 - ✓ Rechaza Bandas (Stop Bass)

Para poder entender mejor ¿Como? y ¿Qué? Son los tipos de filtros primero vamos a referir a ellos un esquema ideal, teniendo en cuenta que estos no existen ya que en la realidad ningún sistema trabaja de manera ideal.

5.2.2.1 Filtro Pasa Bajas (LPF)

Solo permite el paso de las frecuencias inferiores a la frecuencia de paso o de corte f_c y atenúa o suprime todas las frecuencias superiores a la frecuencia de corte como lo muestra la Figura 5.4

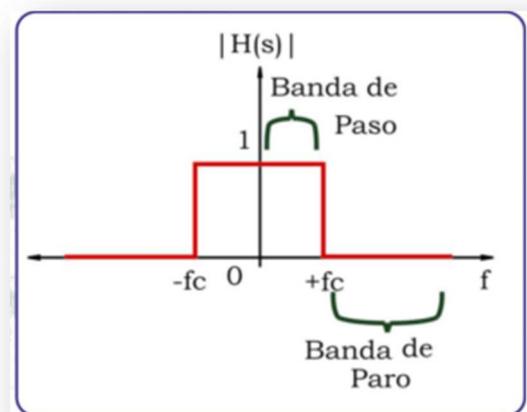


Filtro Pasa Bajas (LPF)

Figura 5.4

5.2.2.2 Filtro Pasa Altas (HPF)

Solo Permite el paso de las frecuencias superiores a la frecuencia de corte o de paso f_c y atenúa todas las frecuencias menores a la frecuencia de corte en la Figura 5.5 lo podemos ver



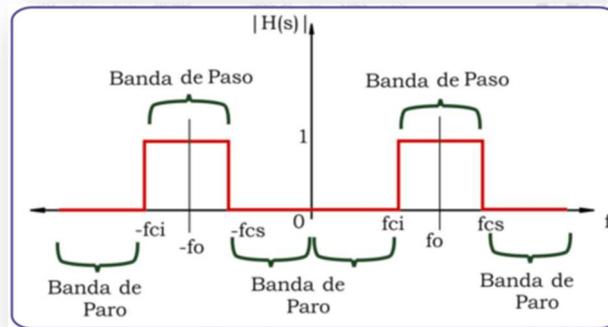
Filtro Pasa Altas (HPF)

Figura 5.5

5.2.2.3 Filtro Pasa Bandas (BPF)

Permite el paso de un rango medio de frecuencias definido entre una frecuencia de corte inferior f_{ci} y una frecuencia de corte superior f_{cs} . Figura

4

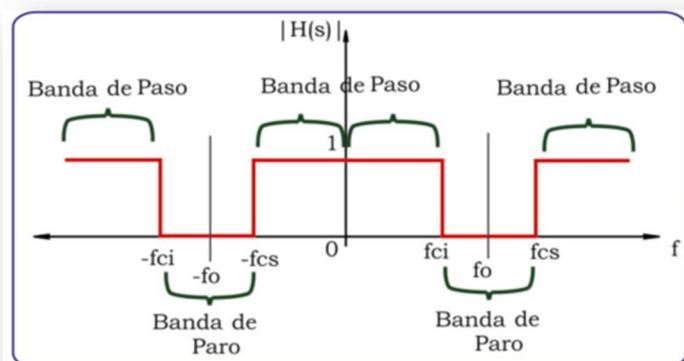


Filtro Pasa Bandas (BPF)

Figura 5.6

5.2.2.4 Filtro Rechaza Bandas (SBF)

Suprime el paso de un rango medio de frecuencias de finidas por la frecuencia de corte superior f_{cs} y la frecuencia de corte f_{ci} . A la resta de estas dos frecuencias se llama ancho de banda (B_w). La Figura 5.

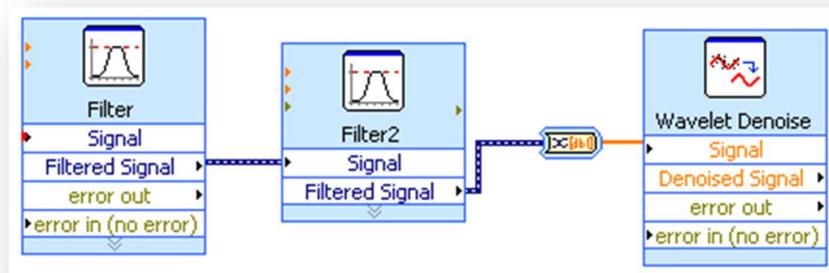


Filtro Rechaza Bandas (SBF)

Figura 5.7

5.2.3 Filtrado en Labview

Una vez que la etapa de adquisición de datos se ha completado, a la señal cardiaca que se adquirió, debe extraérsele la interferencia causada por otras señales de distinta frecuencia. Para lograr esto se aplican principalmente de 3 etapas de filtrado. (Figura 5.8)



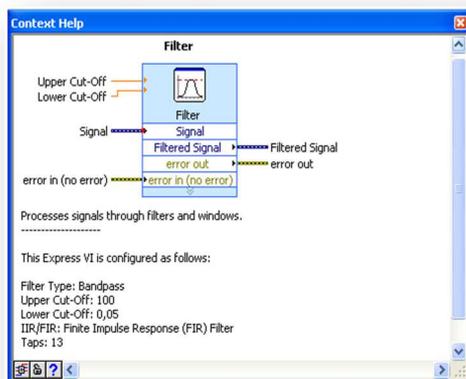
Etapas de filtrado en Labview

Figura 5.8

- Un filtro pasabandas
- Un filtro de rechazo de banda (Notch)
- La función wavelet denoise

En el filtro pasa banda establecemos una frecuencia de corte superior de 100 Hz, ya que según estudios realizados, las frecuencias mayores no son consideradas de índole cardiaca.

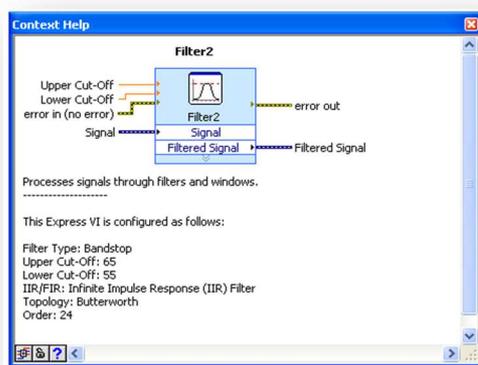
La frecuencia de corte inferior la establecemos en 0,05 Hz, ya que con esto logramos eliminar una diferencia de potencial de alrededor de 30mV que se produce entre la piel y los electrodos. **Figura 5.9**



Filtro pasabajos en Labview

Figura 5.9

La segunda etapa del filtrado lo realizamos con un filtro de rechazo de banda. El fin de este filtro, es aislar el ruido causado por la red eléctrica. Por ese motivo, establecemos el filtro entre 58 y 62 Hz. **Figura 5.10**



Filtro de rechazo de banda en Labview

Figura 5.10

Como se muestra en la figura, utilizamos dos VI, cada uno, para el tipo de filtro que necesitamos. Los parámetros que usamos del VI FILTER son los siguientes:

5.2.3.1 Tipo de filtrado

Especifica los siguientes tipos de filtros para el uso:

- pasabajos (lowpass),
- pasaaltos (highpass),
- pasabanda (bandpass)
- rechazo de bandas (bandstop).

El valor por defecto es lowpass.

5.2.3.2 Detalle del filtrado con labview

El filtro virtual contiene las siguientes opciones:

- Frecuencia de corte (Hz)-Especifica la frecuencia de corte del filtro. Esta opción sólo está disponible cuando se selecciona lowpass o Highpass. El valor por defecto es 100.
- Baja frecuencia de corte (Hz)-Especifica la baja frecuencia de corte del filtro. Baja frecuencia de corte (Hz) debe ser inferior al de corte de alta frecuencia (Hz) y observar el criterio de Nyquist. El valor por defecto es 100, esta opción sólo está disponible cuando se selecciona la banda Bandstop.

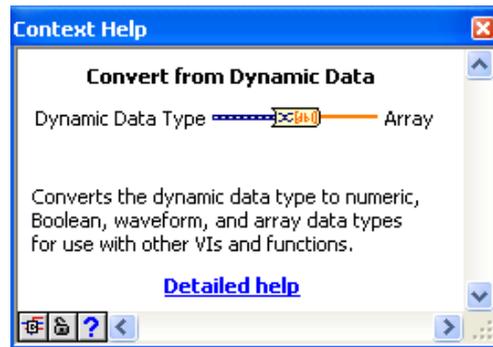
- Alta frecuencia de corte (Hz)-Especifica la alta frecuencia de corte del filtro. Alta frecuencia de corte (Hz) debe ser superior a la baja frecuencia de corte (Hz) y observar el criterio de Nyquist. El valor por defecto es 400. Esta opción sólo está disponible cuando se selecciona la banda Bandstop.

- Impulsos de respuesta finita (FIR)-Crea un filtro FIR de filtro, que sólo depende de las aportaciones actuales y pasados. Debido a que el filtro no depende de los resultados anteriores, la respuesta de impulso decae a cero en una cantidad limitada de tiempo. Dado que los filtros FIR devuelve una respuesta de fase lineal, el uso de filtros FIR para aplicaciones que requieren respuestas de fase lineal.

- Orden de filtrado: especifica el número total de coeficientes de la FIR, que debe ser mayor que cero. El valor por defecto es 29. Esta opción sólo está disponible cuando se selecciona la respuesta de impulso finito (FIR) opción de filtro. Aumentar el valor del orden de filtrado, se causa la transición entre el paso y el rechazo de banda para ser pronunciada. Sin embargo, como el valor del orden aumenta, la velocidad de procesamiento se vuelve más lento.

5.2.4 Convertir desde dato dinámico

Convierte un tipo de dato dinámico a un número entero, un booleano, una forma de onda y los tipos de matriz de datos para su con otros VI's y funciones.

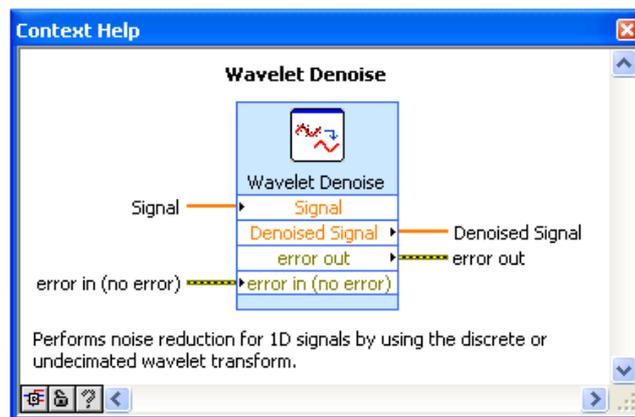


VI convertir desde dato dinámico

Figura 5.11

5.2.5 Wavelet Denoise Express VI

Realiza la reducción del ruido de una forma de onda utilizando una transformada discreta o la transformada undecimal de onda



VI Wavelet Denoised

Figura 5.12

Luego de los dos filtros aplicados (BPF y NOTCH), aún la señal presentaba una cantidad considerable de ruido. Por este motivo se usó el VI Wavelet Denoise configurado con la transformada undecimal de onda (UWT) ya que esta es más apropiada que la transformada discreta de onda (DWT) debido a que estamos tratando con una señal con características marcadas como la señal cardíaca.

A continuación se muestran las características de este VI:

5.2.5.1 Fuente de datos

Especifica si este VI Express lee datos de un diagrama de bloque de terminales de entrada o de un archivo. Desde la terminal se especifica que este VI Express lee datos de un bloque de terminal de entrada de diagrama. Desde archivo especifica que este VI Express lee datos de un archivo. Este VI Express puede leer datos de forma de onda, WAV o archivos TXT.

5.2.5.2 Configuración de ruta del archivo.

Contiene las siguientes opciones:

- Ruta de archivo: Especifica y muestra la ruta del archivo que este VI Express lee datos. Esta opción sólo está disponible si se selecciona de archivo en la sección Origen de datos.
- Pedir al usuario que elija un archivo cada vez que se ejecuta el VI: especifica si este VI Express muestra un cuadro de diálogo que le pide que seleccione un archivo cada vez que este VI Express se ejecuta. Esta

opción sólo está disponible si se selecciona de archivo en la sección Origen de datos.

5.2.5.3 Configuración de transformada

- Tipo de transformación

Especifica que se debe utilizar la transformada discreta de wavelet wavelet undecimated transformación o eliminación de ruido de la señal.

- Ondas

Especifica el tipo de forma de onda a utilizar para el análisis de onda discretas. El valor predeterminado es db02. Las opciones incluyen dos tipos: ortogonales (Haar, Daubechies (dbxx), Coiflets (coifx), Symmlets (symx)) y biorthogonal (FBI, Biorthogonal (biorx_x)), donde x indica el orden de las ondas. Cuanto mayor sea el orden, la más suave la onda. Las ondas ortogonales no son redundantes y son adecuados para la señal o eliminación de ruido de imagen y compresión. Las ondas biorthogonal suelen tener la propiedad de fase lineal y son adecuados para la señal o la extracción de características de la imagen.

- Los niveles

Especifica el número de niveles en el análisis de wavelets discretas. Los niveles debe ser un entero positivo no mayor de $\log_2(L_s)$, donde L_s es la longitud de la señal.

- Análisis de onda

Muestra la función wavelet análisis.

5.2.5.4 Configuración de umbral

Contiene las siguientes opciones:

- Umbral suave

Especifica que se utilice el método de umbral suave. El valor predeterminado es utilizar el método de umbral suave. Si quita la marca de la casilla de verificación umbral suave, el VI se utiliza el método de umbral duro.

- Estado de Umbral

Especifica el umbral de las normas de selección. El valor predeterminado es seguro, lo que indica que la VI utiliza el principio de imparciales Stein estimación de riesgos (SURE) para calcular el umbral. Si selecciona Hybrid, el VI se encuentra una solución de compromiso entre el método seguro y el método universal. Cuando la relación señal-ruido de la señal de ruido es muy bajo, el VI se utiliza el método universal para calcular el umbral. Si selecciona Universal, la VI establece el umbral para $\sqrt{2 \times \log(L_s)}$, donde L_s es la longitud de la señal. Si selecciona Minimax, el VI utiliza el principio minimax para calcular el umbral.

- Reescalando método

Especifica el método a utilizar para estimar la varianza del ruido en cada nivel. El valor predeterminado es de un solo nivel, lo que indica que el ruido es blanco y que el VI estimaciones de la desviación estándar de ruido de los coeficientes wavelet en el primer nivel. El VI utiliza la varianza de ruido para reescalar el umbral. Por lo tanto, usted puede

actualizar los umbrales de la varianza del ruido. Selección de una de ellas indica que el ruido es blanco con varianza unidad. Selección de múltiples niveles indica que el ruido no tiene que ser blanco y que el VI estima que el ruido de la desviación estándar en cada nivel de forma independiente.

- Opción para aproximación

Especifica la operación de los coeficientes de aproximación de la descomposición wavelet. El valor predeterminado es ninguno, lo que indica que la VI mantiene los coeficientes de aproximación sin cambios. Si selecciona el umbral, el VI se aplica la operación umbral mismo de los coeficientes de aproximación. Si selecciona detrend, la VI establece los coeficientes de aproximación a 0.

5.2.5.5 Tipo de dato y modo de visualización

Contiene las siguientes opciones:

- Tipo de datos

Especifica el tipo de datos de la señal de entrada. El tipo de datos sólo está disponible cuando se selecciona desde la terminal de origen de datos. Cuando se selecciona de archivo en el origen de datos, el VI determina el tipo de señal de entrada basado en el contenido del archivo.

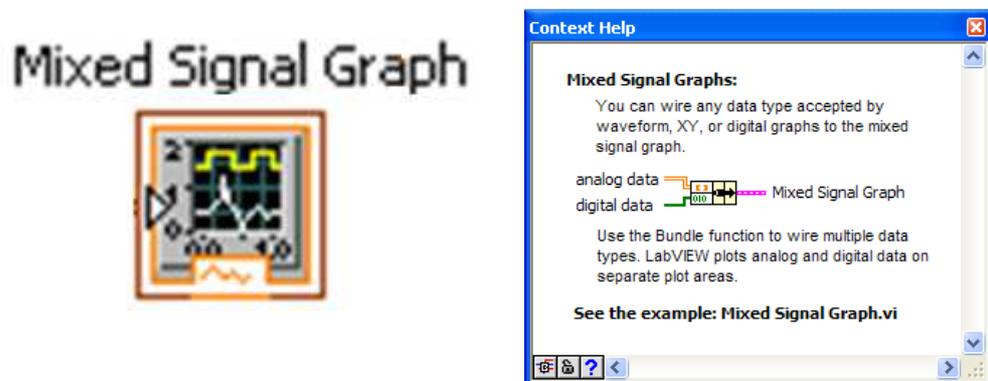
- Modo de visualización

Especifica el modo de visualización de señales complejas. Modo de visualización sólo está disponible cuando se selecciona el tipo de datos complejos.

5.3 Graficación

Luego de realizar la adquisición de la señal cardiaca con los electrodos y filtrarla entre los valores de frecuencia convenientes, se puede mostrar la actividad cardiaca de un paciente haciendo uso de un indicador grafico.

Figura 5.13



Mezclador grafico de señales

Figura 5.13

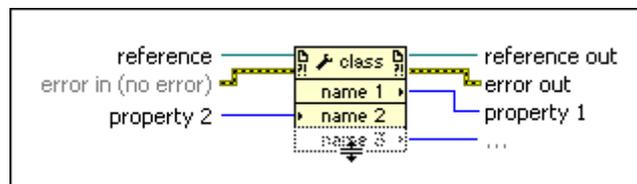
5.3.1 Cálculo Estadístico de Valores extremos de señal cardiaca

A través de la función Estadísticas, se establecen en el indicador gráfico los extremos de la forma de onda de la señal que se está sensando. De esta forma, se configuran los parámetros Máximo y Mínimo de la función

Estadísticas. El fin de esto es poder apreciar la señal entrante, con sus valores de amplitud así estos varíen. A los valores máximos y mínimos establecidos se les añade una constante, correspondiente a los valores que tiene establecida la señal cardiaca (entre 1 y 5mvolts), así, cuando ingrese la señal sus límites serán los establecidos por estas constantes.

5.3.2 Indicador gráfico (property nodes)

Obtiene (Lecturas) y / o establece (escritura) las propiedades de una referencia, en este caso, la señal cardiaca luego de ser filtrada. El Nodo de la Propiedad se adapta automáticamente a la clase del objeto a la que hace **referencia**. Labview incluye Nodos de Propiedad pre configurados para acceder a las propiedades VISA, Propiedades NET, y propiedades de ActiveX.



Indicador gráfico (property nodes)

Figura 5.14

Reference (referencia) es el número de referencia (refnum) asociadas con el objeto para el que se desea obtener o establecer propiedades. Si la clase de Nodo de Propiedad es de aplicación o VI (instrumento virtual) no se necesita conectar a un número de referencia de esta entrada. Para la clase de Aplicación, el valor por defecto es la aplicación actual por instancia. Para

la clase VI, el valor por defecto es el VI que contiene el Nodo de la Propiedad.

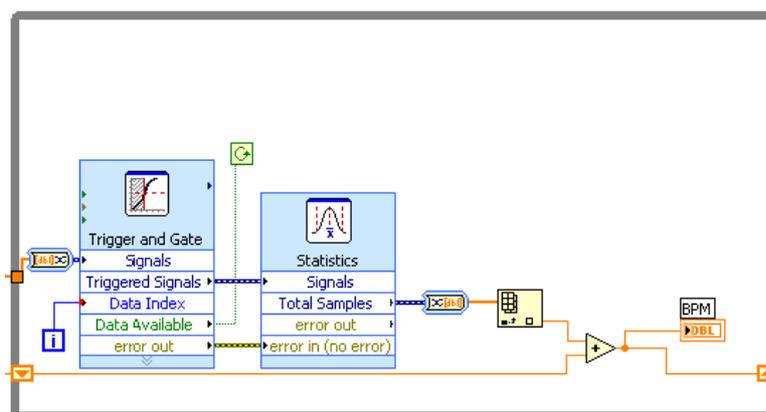
property 1..n, son ejemplos de las propiedades que se desea obtener (leer).

Property 2..n, son ejemplos de las propiedades que se desea configurar (escribir).

reference out son los retornos **de referencia** sin cambios.

5.4 Detección de flancos y conteo

Una vez cumplido con el proceso de adquisición, filtrado y graficación de la señal, se puede decir que ya se tiene un monitor cardiaco, pues ya se pueden apreciar las características que tienen las ondas cardiacas. Sin embargo, para poder generar una alerta *se necesitan saber cuales son los niveles normales de tales ondas en cuanto a frecuencia y amplitud*. Es por ello que en este punto nos valemos de la amplitud de la señal para poder contar cuantos pulsos genera el corazón en un intervalo de tiempo.

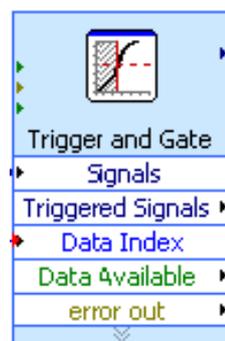


Etapa de detección

Figura 5.15

5.4.1 Trigger and Gate

La función Trigger and Gate, sirve para extraer una parte de la señal que se adquirió. De entre las múltiples características que tiene la señal cardiaca se usa el pico R, por ser el valor más alto en cuanto a la amplitud de la señal se refiere. Cuando la función Trigger and Gate nota un cambio de nivel en la señal la “engancha” y a la salida devuelve todo flanco que haya logrado detectar.



VI Detectar y enganchar

Figura 5.16

A continuación se muestra la tabla donde se describen los parámetros de esta función.

5.4.1.1 Detalle de la función de enganche y detección de señales.

Inicio de detección

Umbral: Se lo utiliza para indicar cuando se inicia la detección.

- Inicio de medición: Indica sobre que limite de la señal se empieza a tomar muestras. Las opciones son limite ascendente, limite descendente o

descendente y limite descendente. Estas opciones están disponibles sólo cuando se selecciona umbral.

- Nivel de inicio: Señala a que amplitud de la señal debe el inicio de medición empezar a tomar muestras.
- Pre-muestreo: Especifica el número de muestras que hay antes de empezar la detección.

Inmediata: Empieza la detección de la señal de inmediato, apenas censa la señal la empieza a enganchar.

Finalización de la detección.

Contiene las siguientes opciones:

- Número de muestras: Finaliza la detección cuando el VI Express junta las muestras
- Muestras: Especifica el número de muestras a recoger antes de detener la detección. Por defecto es 1000 muestras.
- Umbral: Se usa para especificar cuando debe parar la detección.
- Parar la medición: Indica sobre que limite de la señal debe parar de tomar muestras. Las opciones son limite ascendente, limite ascendente o descendente y limite descendente. Estas opciones están disponibles sólo cuando se selecciona umbral.
- Nivel de parada: Señala a que amplitud de la señal debe el inicio de medición parar de tomar muestras.
- Pre-muestreo: Especifica el número de muestras que hay antes de empezar la detección.

General

- Canal de detección: especifica el canal que se va a usar si el tipo de dato dinámico contiene la entrada de múltiples señales. Por defecto es 0.
- Resetear después de cada detección encontrada: Resetea las condiciones de detección después de cada muestra. En esta opción la función Trigger and Gate no almacena datos con cada iteración. Esta opción se utiliza cuando se necesita cargar un dato nuevo en cada toma de muestra.
- Permanecer detectando luego del primer flanco: El VI permanece detectando luego del primer flanco enganchado.
- Histéresis: Todo pulso que se halle entre los límites de la curva de histéresis será enganchado y se devolverá a la salida. La curva de histéresis se utiliza también para prevenir ruido causado por la detección de un pulso falso.
- Segmento de salida: Aquí se devuelven todos los flancos que fueron detectados.
- Señal de entrada: Muestra la señal de entrada. Si se conecta un dato a un VI Express y se lo ejecuta, se mostrarán los datos originales.
- Resultados previos: Muestra la vista previa de los datos medidos.

5.4.2 Estadísticas (Statistics - Conteo de datos).

Una vez que se obtienen los pulsos que se detectaron y engancharon con la función Trigger and Gate, se necesita contarlos, para poder generar las

alarmas que se usarán. Para lograr esto, se usa la función Estadísticas (Statistics). Previamente, dentro de las opciones que la función presenta se establece “total number of samples” (número de total de muestras), con el fin de contar los pulsos que se detectaron en la sección anterior.

5.5 Análisis de valores extremo

Una vez contados la cantidad de pulsos que genera el corazón de un paciente durante un intervalo de tiempo de un minuto, se genera un mensaje. Este mensaje puede indicar que el nivel de latidos es normal o mostrar que se corre algún riesgo.

5.5.1 Límite inferior

➤ Función menor o igual.

Una vez que se han contado una cantidad determinada de pulsos, si la cantidad de pulsos es mas baja que un número de 30 latidos, se genera la alarma: PELIGRO, BRADICARDIA, POSIBLE DESMAYO. Esta alarma se genera luego de hacer una comparación con la función: MENOR O IGUAL, la misma que hace una comparación entre el numero de pulsos contados desde la etapa de DETECCION DE FLANCOS Y CONTEO y una CONSTANTE cargada por nosotros, (30 pulsos). Se colocan 30 pulsos como menos para que se alarme el monitor, debido a que ha determinado que debajo de los 30 latidos existe el riesgo de una bradicardia o inclusive, un paro cardíaco.

5.5.2 Límite superior

➤ Función mayor o igual.

Contrario al punto anterior, si el número de pulsaciones excede las 130 por minuto, se generará la alarma: PELIGRO, TAQUICARDIA, POSIBLE RIESGO DE INFARTO. Esta alarma se genera luego de hacer una comparación entre el número de pulsos contados desde la etapa de DETECCION DE FLANCOS Y CONTEO y una contante colocada por nosotros, (130 pulsos), debido a que ha determinado que en ciertos pacientes un número de pulsaciones superior a 130 podrían derivar en un infarto.

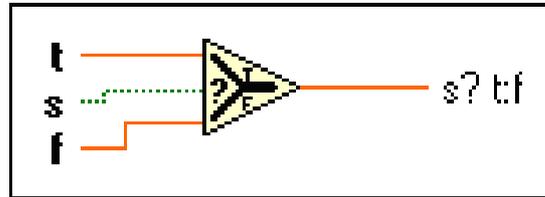
5.5.3 Determinación de indicador de alarmas y mensajes

Nosotros contamos en este proyecto con 3 mensajes de estado, 2 de los cuales son alarmas. Estos mensajes son:

- a) Peligro, bradicardia, posible desmayo. (ALARMA)
- b) Pulso estable, ¡Felicidades!
- c) Peligro, Taquicardia, posible riesgo de infarto.(ALARMA)

Para poder discriminar en cada uno de los 3 mensajes, nosotros utilizamos la función SELECT (**ver figura 5.17**) en dos oportunidades. Esta función tiene 3 entradas: verdadero o *true*, selección o *select* y falso o *false*. Las entradas *true* y *false*, tienen cada una asignado un valor lógico de 1 y 0,

respectivamente. La función SELECT muestra el resultado de una de estas 2 entradas, según se genere un flanco alto en cualquiera de estas.



La función SELECT

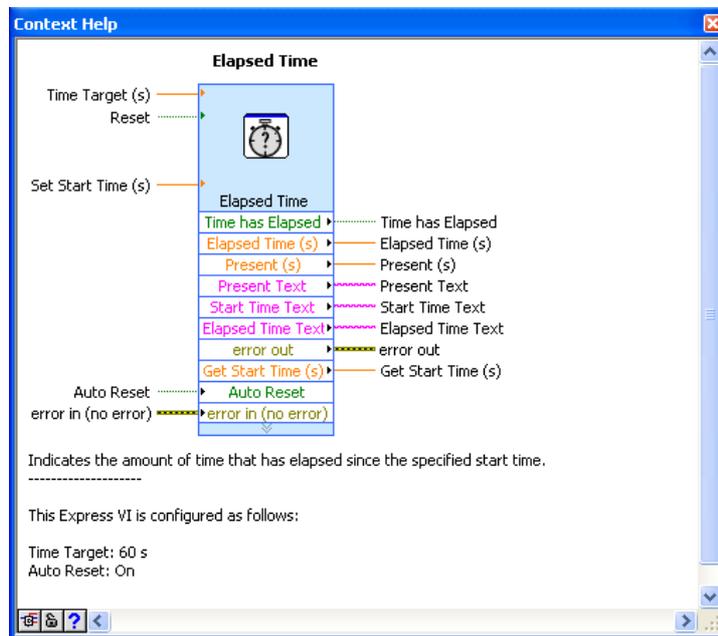
Figura 5.17

Por ejemplo, en la primera parte que usamos la función SELECT, tenemos conectadas sus entradas *true* y *false*, cada una, al resultado de los comparadores (menor o igual y mayor o igual). Según el resultado entre la comparación del número de pulsos que generó el corazón del paciente y la constante que se estableció previamente se disparará un alarma.

5.6 Sincronización y tiempo de prueba.

Para registrar el tiempo de la medición, que se lo ha definido en un minuto, utilizamos el VI “Tiempo transcurrido” (Elapsed time). Este Indica la cantidad de tiempo que ha transcurrido desde la hora de inicio especificada.

Aquí, configuramos el tiempo de prueba en 60 segundos y a través de una comparación determinamos el momento donde culmina el tiempo de medición. (ver figura 5.18)



VI Tiempo transcurrido

Figura 5.18

CAPÍTULO VI

PROCESO DE INVESTIGACION

6.1 Aplicaciones del Monitor Cardíaco



Monitor cardiaco tradicional

Figura 6.1

El uso de monitores permite controlar las funciones vitales de los pacientes, complementan la función de la enfermera/o pero nunca la sustituye. La monitorización no tiene porque implicar gravedad sino sólo la necesidad de un control riguroso de las funciones vitales.

Al Monitor Cardíaco se lo describe como un aparato y un procedimiento para el control del corazón, en el cual se obtiene una señal electrocardiográfica a partir de un paciente y se procesa para aumentar las características sobresalientes y para suprimir el ruido.



Monitorización de un paciente

Figura 6.2

El monitor cardíaco es utilizado en busca de una mejor calidad de vida, de un cuerpo saludable y de una mente sana, además, claro, de una mejora estética, muchos atletas, incluyendo los de fines de semana acaban ejercitándose demasiadamente y, con eso, colocando sus propias vidas en riesgo. Ítem obligatorio para atletas profesionales y amadores, el monitor cardíaco se tornó una solución simple y efectiva para aquellos que quieren practicar ejercicios físicos con seguridad, manteniendo un estrecho control sobre sus batimientos cardíacos.

6.2 Detalle del proceso

Al diseñar el proyecto, inicialmente se planteó el construir un dispositivo físico que realice el proceso de adquisición de la señal cardíaca. Estaba compuesto de un amplificador de instrumentación, un filtro pasabanda, un filtro de rechazo de banda, y un PIC configurado en BASIC para poder adaptarlo al sistema operativo WINDOWS.

Siguiendo este modelo como base y teniendo a disposición el sistema de programación gráfica LABVIEW se construyó el circuito de forma virtual. A pesar de que en su mayoría los componentes del proyecto son virtuales, físicamente se utilizan:

Electrodos descartables

Un cable para monitoreo cardiaco

Una bornera (Patente National Instrument)

Un cable de datos (Patente National Instrument)

La tarjeta PCI 6121 (Patente National Instrument)

Previo a realizar la conexión en un paciente, se debe verificar que la superficie de la piel donde se van a aplicar los electrodos este limpia. El polvo y el smock que se encuentra disperso en el ambiente dejan residuos de partículas, muchas imperceptibles a simple vista, las mismas que pueden afectar a la toma de la señal cardiaca.

El sudor corporal también puede causar dificultades al momento de hacer la captura de la señal. Ante esto, lo más recomendable es limpiar las áreas donde se van a aplicar los electrodos, de preferencia con alcohol etílico y un algodón.

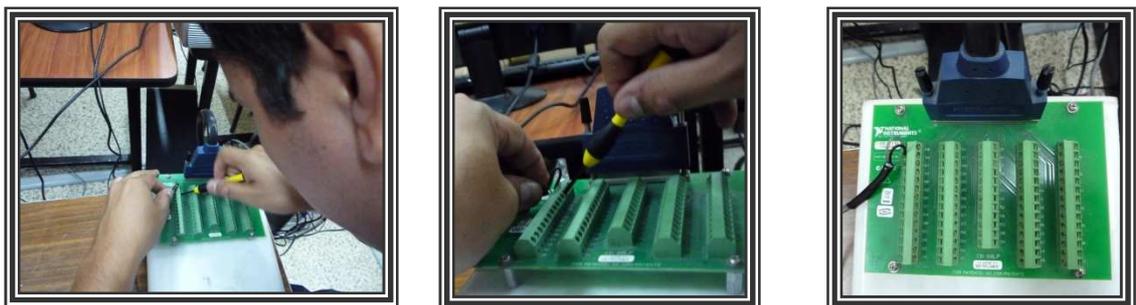


Colocación de los electrodos previo al sensado cardiaco

Figura 6.3

Se debe tener en cuenta que la adquisición de la señal se verá atenuada dependiendo del grado de tejido adiposo o de la cantidad de vellosidades donde se apliquen los electrodos. Esto puede llegar a afectar considerablemente la toma de la señal. Debido a esto se debe colocar el electrodo LA preferentemente en las zonas donde haya menor concentración de grasa y afeitar el área si hubiera vellosidad.

En el extremo inferior del cable de monitoreo cardiaco se encuentran los respectivos hilos correspondientes a cada uno de los broches que se colocan en el cuerpo del paciente. Estos se conectan cada uno en una de las entradas analógicas de la bornera.



Conexión del cable de monitoreo cardiaco a la bornera

Figura 6.4

La bornera es una extensión de la tarjeta de adquisición de datos PCI 6221. A cada uno de los pines de la bornera le corresponden uno de los pines de la tarjeta. La unión entre la tarjeta PCI 6121 y la bornera se hace mediante un cable de datos. La tarjeta PCI 6121 se inserta dentro de la tarjeta madre de una PC de escritorio en las ranuras PCI dispuestas para ello.

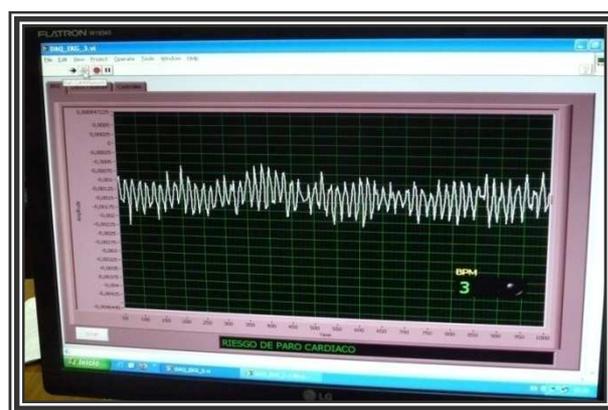
Una vez completada la conexión física, realizamos un testeo de la tarjeta PCI 6221, esto lo realizamos mediante el programa measurement & automation, con esto se verifica que hay comunicación entre la computadora y la tarjeta y se descartan conflictos que puedan afectar al proceso más adelante.

Cuando se empezó a diseñar el panel frontal (panel de usuario), se tomó en cuenta el dar al proyecto características similares a los monitores cardíacos que habitualmente se ofertan en el mercado.

El fin de esto es que exista familiaridad en el uso del dispositivo, para esto se combinan una interfaz donde se muestra de forma dinámica la evolución en la toma de la señal cardíaca, así como la cantidad de pulsos que se van registrando.

En cuanto se termina el tiempo de toma (1 minuto), se pueden observar también las respectivas alarmas que emite el sistema. Junto a esta pantalla se encuentra una segunda pestaña donde se permiten ingresar los principales datos del paciente como sus nombres y apellidos, peso, estatura, medicamentos que consume, patologías previas, etc, esto para poder llevar un registro de la persona que está siendo tratada.

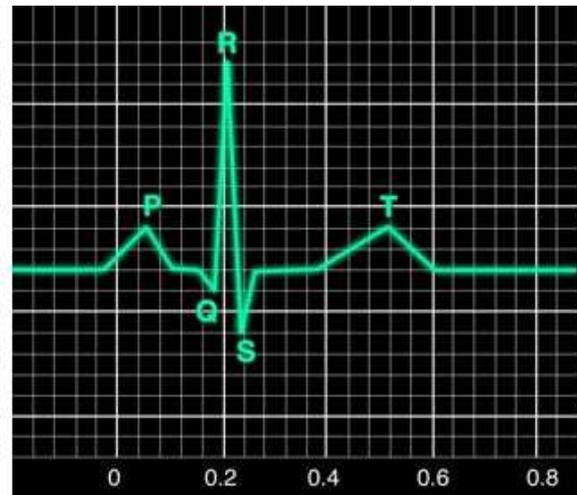
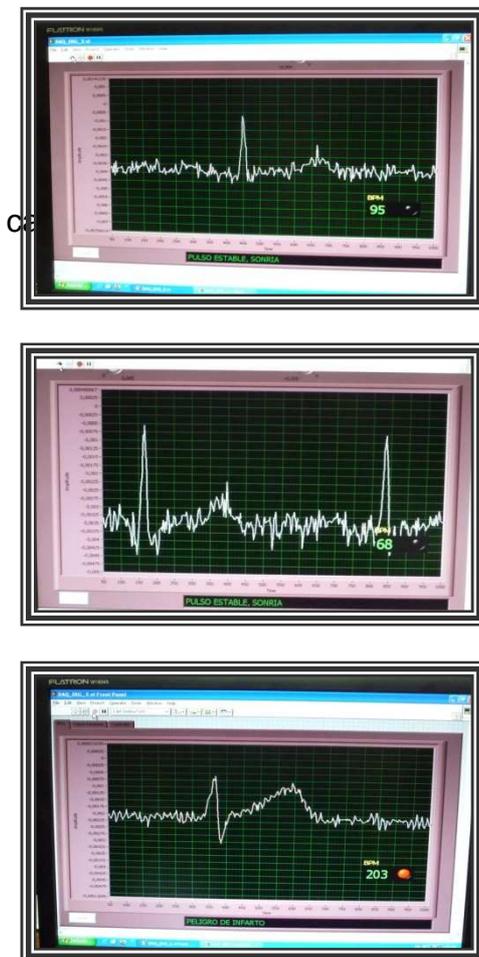
En la tercera pestaña del panel frontal se permite elegir el dispositivo físico a utilizar para hacer la adquisición de datos y que canales se usarán de este, ya que no basta con sólo conectarlos físicamente. Una vez elegido el dispositivo de adquisición de datos y el, o los canales a usar, se puede dar ejecución a la tarea de la captura de la señal cardiaca. En las primeras tomas de señal que se realizaba, se notó que la señal cardiaca ingresaba con ruido. Esto no permitía distinguir las características de las ondas cardiacas.



Panel frontal (Gran interferencia con la señal cardiaca)

Figura 6.5

Luego, haciendo un corte adecuado al blindaje del cable para monitoreo cardiaco y verificando un buen contacto de los electrodos con la piel se consiguió disminuir significativamente el ruido, sin embargo aunque ya se notaban las características de la señal cardiaca todavía se apreciaba la señal cardiaca con interferencia.



**Figura 6.6
(Arriba)**

Señal cardiaca, parámetros normales.

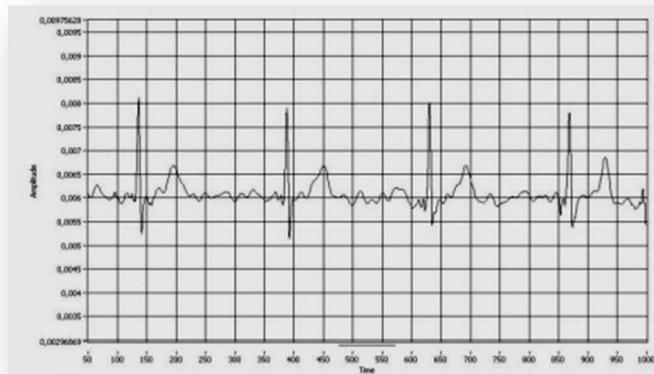
(A la izquierda)

Primeras muestras tomadas.

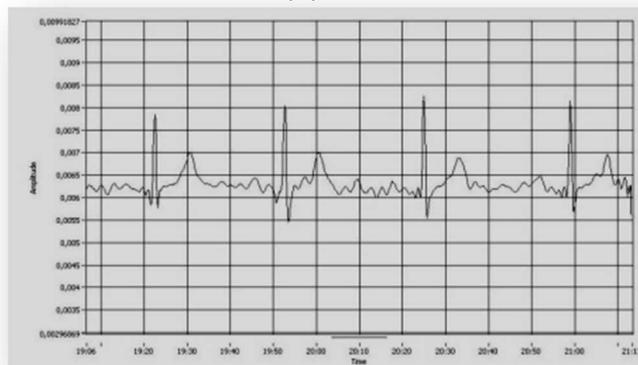
Se verifican características de la señal cardiaca pero con gran presencia de ruido

Al reducir el número de muestras tomadas de 500 a 250 durante un minuto, se logró mejorar aún más las características de la señal cardiaca como se

puede apreciar en la figura, la cual es una captura de la señal en formato JPEG en un momento aleatorio durante el periodo de muestreo.



(a)



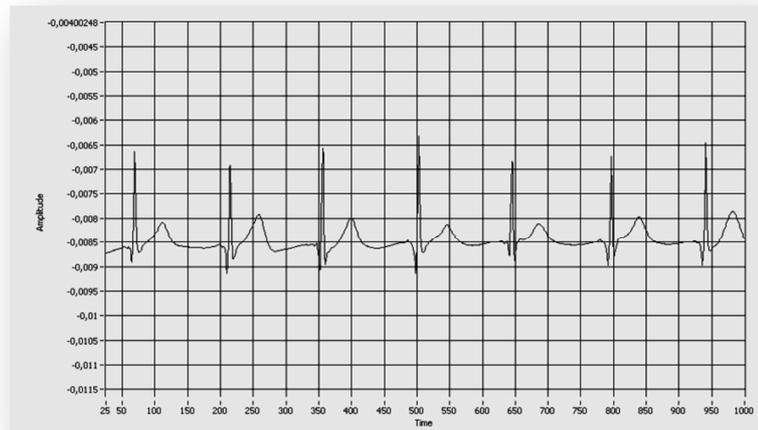
(b)

a, b; Luego del filtrado se aprecian con mayor claridad ondas cardíacas

Figura 6.7

Sin embargo, se verifica que hay una alta cantidad de interferencia en la señal cardíaca. Esta interferencia se reduce de forma notable al utilizar el VI express *Wavelet Denoised*, ya que a través de este se logra corregir cierta cantidad de ruido que ingresa con la señal luego de los dos filtros. Como

resultado tenemos la señal cardiaca libre de ruido y con sus parámetros normales.



Ondas cardiacas luego de aplicarse el Wavelet Denoised

Figura 6.8



Vista del panel frontal luego del Wavelet Denoised

Figura 6.9

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

La monitorización cardíaca se utiliza principalmente en personas que han tenido problemas de salud que impliquen el sensado de sus signos vitales de forma periódica o continúa. Puede ser usado tanto como por una persona que tiene que estar en un sitio fijo, como la cama de una sala de cuidados intensivos en un hospital, así como por alguien que tenga una movilidad constante. Para que el proyecto logre ejecutarse necesita de un sistema operativo (WINDOWS, MAC, LINUX). Actualmente estos sistemas operativos se encuentran desde máquinas de escritorio y laptop's hasta celulares tipo Smartphones y Palms, lo que hace posible que a través de un celular tipo Blackberry una persona pueda estarse monitorizando de forma constante si así lo deseara.

La tarjeta de adquisición de datos (DAQ) a usarse no tiene que ser necesariamente, como en nuestro caso, la 6221. La empresa americana National Instrument tiene una línea muy amplia de tarjetas de adquisición de datos. Para poder elegir una de estas tarjetas, se debe tener presente los parámetros que tiene establecidos, para comparar si son acordes a los rangos en los que se encuentra la señal cardíaca. El cable a usarse, debe tener de preferencia 3 hilos (referencia positiva, negativa y un hilo a tierra), los cuales deben estar blindados para evitar lo más posible la interferencia de frecuencias no deseadas. Los electrodos a usarse deben ser, de

preferencia, descartables. Se debe verificar que tengan una cantidad adecuada de gel, ya que este permite una mejor conductividad de las ondas cardíacas.

Sin embargo, como se mencionó en el capítulo 6, se debe tener mucha precaución con los elementos físicos que se usan durante la adquisición ya un uso inadecuado de los mismos puede desembocar en una toma errada de la señal. Se debe verificar la continuidad del cable, así como, que no tenga empates, ni espacios donde puedan penetrar señales ajenas a la requerida. Los electrodos al ser desechables, tienen una vida útil corta. Deben ser preferiblemente utilizados una sola vez, ya que al estar en contacto con la piel, el sudor corporal resta el grado de sensibilidad que tiene el gel conductor. Otro factor clave a tener en cuenta son las características corporales de la persona que está siendo objeto del monitoreo. El tejido adiposo, así como las vellosidades pueden ser causa de problemas al momento de adquirir la señal, aún cuando los elementos físicos del sensado (electrodos, cable, etc.) sean correctamente colocados y estén en buenas condiciones.

El tiempo de sensado puede ser de un minuto, como se lo ha establecido en el proyecto. Sin embargo, si el caso así lo ameritare y el médico o el paciente lo necesitan, el tiempo de sensado puede ser continuo, ya que

dentro del panel frontal de Labview se permite esta opción, sin que esto afecte a la calidad de la señal adquirida.

Una gran ventaja de trabajar con Labview, es su convergencia con otras tecnologías y fabricantes. Esto puede llegar a prestar muy altas funcionalidades como por ejemplo, el poder hacer uso del protocolo TCP/IP en conjunto con este proyecto. Una persona puede ser monitorizada desde su hogar por un médico que se encuentra en otro País por medio de una aplicación de escritorio remoto a través de la internet. En un hospital se podrían utilizar el número de entradas analógicas que presente una tarjeta para sensar a diversos pacientes al mismo tiempo creando una VLAN por medio de un switch que permita poner a todos los pacientes que están siendo sensados en una misma subred e inclusive, monitorizarlos desde un punto común. Esto daría como resultado un ahorro de recursos importante tanto en dinero como en tiempo atención, por citar algunos.

Finalmente, haber diseñado este proyecto en Labview permite desarrollarlo constantemente y crear en él, aplicaciones que inicialmente no tiene o mejorar y potencializar los ya existentes, ampliando de esta manera su funcionabilidad y el alcance del que puedan hacer uso, pacientes y galenos.

APENDICES

APENDICE A

Tarjetas de adquisición de datos adicionales

NI USB-6009

DAQ Multifunción de Bajo Costo de 14 Bits, 48 kS/s



- entradas analógicas (14 bits, 48 kS/s)
- salidas analógicas (12 bits a 150 S/s), 12 E/S digitales; contador de 32 bits
- Energizado por bus para una mayor movilidad, conectividad de señal integrada
- La versión OEM está disponible
- Compatible con LabVIEW, LabWindows/CVI y Measurement Studio para Visual Studio .NET

- El software de NI-DAQmx y software interactivo NI LabVIEW SignalExpress LE para registro de datos

El USB-6009 de National Instruments brinda funcionalidad de adquisición de datos básica para aplicaciones como registro de datos simple, medidas portátiles y experimentos académicos de laboratorio. Es accesible para uso de estudiantes y lo suficientemente poderoso para aplicaciones de medida más sofisticadas. Para usuarios de Mac OS X y Linux, descargue el software NI-DAQmx Base y programe el USB-6009 con LabVIEW o C.

Para cursos suplementarios con experimentos prácticos sobre teoría de simulación, medidas y automatización, NI desarrolló un Paquete de Estudiante USB-6009 que incluye una copia de LabVIEW Edición de Estudiante. Estos paquetes son exclusivamente para estudiantes, proporcionándoles una herramienta de aprendizaje potente, práctica y a bajo costo.

Para un muestreo más rápido, medidas más precisas y mayor número de canales, considere los dispositivos de adquisición de datos de alto rendimiento energizados por bus USB, NI USB-6210 y NI USB-6211.

Cada dispositivo USB de adquisición de datos incluye una copia de NI LabVIEW SignalExpress LE así usted puede adquirir, analizar y presentar datos rápidamente sin programación. Además de LabVIEW SignalExpress, los módulos de adquisición de datos por USB son compatibles con las siguientes versiones (o posteriores) de software de aplicación - LabVIEW

7.x, LabWindows™/CVI 7.x o Measurement Studio 7.x. Los módulos USB de adquisición de datos también son compatibles con Visual Studio .NET, C/C++ y Visual Basic 6.

NI WLS-9211

Entrada de Termopares de 4 Canales, 14 S/s, 24 Bits, ±80 mV



- Interfaces de Comunicación IEEE 802.11b/g (Wi-Fi) inalámbrica y Ethernet
- 4 termopares o entradas analógicas de ±80 mV, 14 S/s
- Resolución de 24 bits, rechazo de ruido de 50/60 Hz
- Compatibilidad con termopares J, K, R, S, T, N, E y B
- Seguridad avanzada con codificación AES de datos de 128 bits y soporte IEEE 802.11i (WPA2)
- Incluye servicios de medidas NI-DAQmx y LabVIEW SignalExpress LE

El dispositivo de adquisición de datos (DAQ) Wi-Fi NI WLS-9211 incluye cuatro canales de entrada de termopares con convertidor analógico digital (ADC) delta-sigma de 24 bits, filtros anti-aliasing, detección de termopares

abiertos y compensación de unión fría para medidas de temperatura de alta precisión. Además, el aislamiento de canal a tierra y calibración trazable por los estándares del National Institute of Standards and Technology (NIST) proporcionan seguridad y precisión para medidas de sensor de alta calidad.

Adquisición de Datos NI Wi-Fi

Los dispositivos DAQ NI Wi-Fi combinan comunicación IEEE 802.11g inalámbrica o Ethernet; conectividad directa de sensor y la flexibilidad del software NI LabVIEW para monitoreo remoto de señales eléctricas, físicas, mecánicas y acústicas. Con acondicionamiento de señales integrado y la más alta seguridad de la red disponible comercialmente, los dispositivos DAQ NI Wi-Fi escriben datos en tiempo real para medidas fáciles de usar y de alto rendimiento.

Software de Servicios de Medida NI-DAQmx

El software de servicios de medida y el controlador NI-DAQmx ofrecen interfaces de programación y configuración fáciles de usar con características como el DAQ Assistant y generación automática de código para ayudar a reducir el tiempo de desarrollo. Cada dispositivo DAQ Wi-Fi DAQ también incluye una copia del software LabVIEW SignalExpress LE, así usted puede adquirir, analizar y presentar datos rápidamente sin programación.

Software de Aplicación

Además de LabVIEW SignalExpress, los dispositivos DAQ Wi-Fi son compatibles con las siguientes versiones (o posteriores) de aplicación de software de NI: LabVIEW 7.1¹, LabWindows™/CVI 7.x y Measurement Studio 7.x. Los dispositivos DAQ Wi-Fi también son compatibles con ANSI C/C++, C#, Visual Basic .NET y Visual Basic 6.0. NI-DAQmx 8.8 (y posteriores) ofrecen soporte para NI LabVIEW 7.1, 8.2, 8.5, 8.6 y posteriores.

APENDICE B

Bioseñales más comunes.

Señal	Niveles de Voltaje.	Zelectrodo	Tipo de Electrodo.	Ancho de Banda.
ECG	0.5 a 8 mV	1 a 100K (Media - alta).	De superficie.	0.05 a 100Hz.
EEG	5 a 300 mV	100 a 500K (alta).	Electrodo tipo "Scalp".	0.05 a 300Hz.
EMG superficial	0.1 a 1 mV	200 Ω a 5K (baja - media).	Electrodo superficial.	50 Hz. a 2KHz.
EMG de aguja.	0.1 a 5 mV	100K (Media - alta).	Electrodo de Aguja.	0.05Hz. a 10Khz.
EOG	50 μ V a 3,5 mV	Alta	De Superficie.	DC a 50 Hz.
ERG	0 a 900 mV	Alta	De Superficie	DC a 50 Hz.
EKG	1 mV a 10 mV.	Media	De Superficie.	DC a 1 Hz.

BIBLIOGRAFIA

1. Labview básico I, INTRODUCCION, National Instruments
2. Interpretación de ECG, Dale Dubin, MD, www.ECG-hispana.com
3. Arritmias, Principios, interpretación y tratamiento ; Robert J. Huszar ;
ELSEVIER SCIENCE
4. Introduction_to_a_Data_Acquisition_System ; www.ni.com
5. http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/adult_cardiac/electro.cfm.
6. <http://www.cib.espol.edu.ec/cib/Manualtesis.aspx>
7. www.ni.com